

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 01-265973

(43)Date of publication of application : 24.10.1989

(51)Int.Cl.

A61M 5/00

(21)Application number : 63-197808

(22)Date of filing : 08.08.1988

(71)Applicant : BAXTER INTERNATL INC

(72)Inventor : ORKIN FREDRIC I  
LIBER THEODORE  
SMITH CHARLES R  
KNOWLTON KIMBALL J  
HUNTLEY ALBIN

(30)Priority

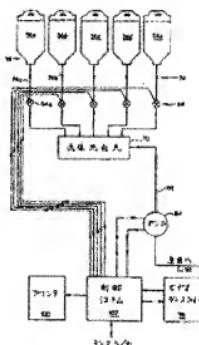
Priority number : 87 83843 Priority date : 07.08.1987 Priority country : US

## (54) MULTITUDE FLUID DISCHARGER IN CLOSING SYSTEM AND METHOD

## (57)Abstract:

PURPOSE: To provide a numberless fluid discharger of making possible to discharge the numberless fluid under a predetermined sequence by composing of that the action of flow-rate controlling means is controlled while minimizing a fluid transient phenomenon by using a programming possible controlling means.

CONSTITUTION: Containers 56a, 56b... are connected to a fluid collecting device 70 while passing through a shutdown devices 64a... through respective conduits 74a, 74b.... Output line 80 from the fluid collecting device 70 is connected to a fluid output conduit 90 through a pump 84. A control system 102 is possible to program and controls the action of the shutdown devices 64a... and the pump 84 while minimizing the fluid transient phenomenon. This control system 102 is connected to a video display 96 and printer 100.



## ⑫ 公開特許公報 (A) 平1-265973

⑬ Int.Cl.  
A 61 M 5/00識別記号  
320  
府内整理番号  
8119-4C

⑭ 公開 平成1年(1989)10月24日

審査請求 未請求 請求項の数 30 (全35頁)

⑮ 発明の名称 閉鎖された多数流体放出システムおよび方法

⑯ 特願 昭63-197808

⑰ 出願 昭63(1988)8月8日

優先権主張 ⑯ 1987年8月7日 ⑰ 米国(US)⑩083,843

⑱ 発明者 フェデリック、アーウィン、オーキン アメリカ合衆国イリノイ州 60015、デイヤフィールド、モーラードーン 672

⑲ 発明者 セオドア、リバー アメリカ合衆国イリノイ州 60035、ハイランドパーク、リッジロード 572

⑳ 出願人 パクスター、インター・ナシヨナル、インコープレイテッド アメリカ合衆国イリノイ州 60015、デイヤフィールド、パクスター・パークウェイ 1

㉑ 代理人 弁理士 赤岡 迪夫  
最終頁に続く

明月 希田 雅

## 1. 発明の名称

閉鎖された多数流体放出システムおよび方法

## 2. 特許請求の範囲

(1) 多数の流体源から流体流を受けるための複数の変形し得る流れ手段と、

前記変形し得る流れ手段の各自が対応するその一つによって閉鎖し得る複数の流れ制御手段と、合併した流体流を形成するように前記流れ手段からの流体流を合併するための手段と、

液体のタイプおよび各タイプについて選定した放出パラメータを含む選定した流体放出スケジュールを含んでいる情報を記憶するための、そして前記記憶した放出スケジュールの一つに従って選定した液体が前記合併手段中へ流れるように前記流れ制御手段の一つまたはそれ以上を作動するための、前記流れ制御手段の各自へ連結したプログラム可能な制御手段を備え、

前記プログラム可能な制御手段は、当該プログラ

ラム可能な制御手段が液体放出スケジュールを第1のものから他のもののへ切り替えるのに応答して液体放出ポートにおける液体流通現象を最小化するように選定した前記流れ制御手段の作動を調整するための操作手段を備えていることを特徴とする複数のあらかじめ選定した液体を液体放出ポートへ放出するための多数流体放出システム。

(2) 流体間の併存性に関する情報を記憶し、そして前記流れ制御手段のいずれかの作動前に前記特定した液体タイプの少なくとも二つの間の併存性情報をディスプレーするための手段を備えている第1項のシステム。

(3) 一つまたはそれ以上の液体流スケジュールをディスプレーするための手段を備えている第1項のシステム。

(4) 前記合併した液体を放出ポートへ制御可能な量でポンピングするための手段を備え、そして前記ポンピング手段をあらかじめ定めた放出パラメータに従って作動する手段を含んでいる第1項のシステム。

(5) 前記併合した流体流の選定した部分中へ流体を動かしそして分離するためガスを注入するための手段を含んでいる第1項のシステム。

(6) 情報を特定するために使用し得るあらかじめプリントされたバーコードを感知するための手段を含んでいる第1項のシステム。

(7) 合併した流体放出部材の直徑を感知し、そしてそれに応答して前記制御手段を校正するための手段を含んでいる第1項のシステム。

(8) 前記情報から選定したハードコピーをつくり、それに対し選定した情報をスブーリングするための手段を含んでいる第1項のシステム。

(9) 前記放出システムの部分的もしくは完全故障の場合、前記スブーリングした情報の少なくとも一部を前記ハードコピーへ移すための手段を含んでいる第1項の装置。

〔9〕 前記流れ制御手段は可変パワー駆動手段をそなけたソレノイド作動手段を含んでいる第1項のシステム。

(10) 前記併合手段は、細長い流体合併部材と、それへ連結された流体出力ポートおよび複数のシールされた流体流入力ポートを備えたシールされたハウジングを含み、前記入力ポートは割り当てる開閉手段を含んでいる第1項のシステム。

(11) 前記ハウジングはそれへ他のハウジングを連結するための手段を含んでいる第1項のシステム。

(12) 前記ハウジングは前記ハウジングを連結するための手段を含んでいる第1項のシステム。

(13) 前記流体が前記の規定されたパラメータに従って実質上同時に放出されるよう、前記流体の少なくとも二つの量のマルチプレキシングするための手段を含んでいる第1項のシステム。

(14) 物理的に離された流体量のシーケンスが前記併合手段へ放出されそして前記の規定したスケジュールに従ってそこから連続流を提供するよう、その内で混合するよう、前記の規定された放出スケジュールを前記流れ制御手段へ印加される一時的に離された電気信号のシーケンスに変換するための手段を含んでいる第1項のシステム。

(15) 前記放出ポートは流体受領患者へ連結することができ、そして感知されたフィードバック指示に応答して流体の少なくとも一つの放出を調節する

ための、患者と前記制御手段の間に連結されたフィードバック手段を含んでいる第1項のシステム。

(16) 以前に入れたパラメータを改訂するための手段を含んでいるコントロールを備えている第1項のシステム。

(17) 細長い流体合併部材を備えているハウジングと、前記細長い区域と流体流連通にある少なくとも第1および第2のシールされた流体流入力ポートにして、前記第1の入力ポートは前記ハウジングに関して前記第2の入力ポートから横方向に偏心しているように配置され、そして前記内部流体流区域と流体流連通にある少なくとも一つの一體の内部通路を備えている前記流体流入力ポートと、前記区域と流体連通にあるシールされた流体流出力ポートを備えていることを特徴とするシールされた流体合流部材。

(18) 前記のシールされた入力ポートは割り当てる開閉手段を含んでいる第17項の流体合流部材。

(19) 各自流体源へ連結し得る第1の端とそして連

結手段を支持している第2の端を有する、複数のチューブ状の細長い流体放出部材と、細長い内部区域を形成するハウジングと複数のシールされた流体流入力ポートを有する流体合流手段にして、前記入力ポートの各自は前記のそれを各のシールを破ることなくそれぞれの前記第2の端によって支持された前記連結手段のそれぞれの一つへ連結することができ、さらにシールされた流体流出力ポートを含んでいる前記流体合流手段と、

第1の端において前記入力ポートと前記出力ポートシールを張ることなく流体連通にあるチューブ状の細長い流体流出力手段にして、第1の内径を有する第1のチューブ状部分および第2の内径を有する第2のチューブ状部分を有し、前記第1の内径は前記第2の内径から異なり、第2の端から連続した最小容積の合併した流体流出力を放出するため前記合流手段の前記出力ポートから順番に受領した二つまたはそれ以上の流体流を混合するための前記流体流出力手段

を頂えていることを特徴とするシールされた流体流移換システム。

(20) 前記出力手段は、前記出力手段によって支持されそして前記第1の端に比較的接して配置された、前記第2の端への流れを防止するように流体の選定された部分を前記出力手段から除去するためのアクセス手段を含んでいる第19項のシステム。

(21) 可動クランピング手段と、  
前記クランピング手段の少なくとも一部分へ連結され、第1の値の印加された電気エネルギーに応答して前記一部分を第1の位置から第2の位置へ動かし、そして前記第1の値より少ない第2の値の印加された電気エネルギーに応答して前記一部分を前記第2の位置に維持するためのソレノイド作動手段と、  
印加された電気エネルギーの除去に応答して前記一部分を第1の位置へ復帰させるための付勢手段と、  
前記一部分が前記第2の位置へ近付くにつれ前記一部分の運動を遮りしそして実質上静かに停止するための彈性手段

(22) 前記クランピング手段の少なくとも一部分を導入する外部流体からシールするための手段を含んでいる第21項のクランプ。

(23) 少なくとも第1および第2の流体のパラメータの少なくとも第1の組合せをもって出力流体流を形成するよう複数の異なる流体を合併する方法であって、  
前記パラメータの第1の組合せを規定し、  
複数の異なる流体源を用意し、  
少なくとも第1および第2の前記流体源から交番に第1および第2の流体量を除去し、  
少なくとも前記の交番する流体量のシーケンスの流体流を形成し、  
前記第1および第2の流体に相当するパラメータ成分を有する出力流体流を形成するよう第1および第2の流体の量を混合することを含む前記

方法。

(24) 前記流体の交番する量を除去するステップは、流体流へ選定したガスを注入し、それにより出力流をあらかじめ定めた流量へ強制することを含む第23項の方法。

(25) 流体パラメータの第2の組合せを用意し、そして第1のパラメータ組合せから第2のパラメータ組合せへ切り換える時出力流体流中の流体流過渡現象を最小にするため第1の組合せを中間の組合せへ戻すべき時を予知することを含む第23項の方法。

(26) (a)流体流源を選定し、  
 (b)選定した流体源からの流体流をオンに転じ、  
 (c)選定した流体源からの流体のあらかじめ定めた量をライン中へ引き、  
 (d)選定した流体源からの流体流をオフへ転じ、  
 (e)他の流体源を選定しそして前記ステップ(1)へ復帰し、同時にライン中の流体流の量を混合しそしてラインの出力においてあらかじめ定めた混合した流体流を提供する

ことを含む流体流ラインの出力においてスケジュール化された混合流を放出するため複数の流体流源からの流体を单一の流体流へマルチプレキシングする方法。

(27) ラインの出力において流体流過渡現象を最小にするため第1および第2のスケジュール化された混合流体流の間に使用し得る相撲流シーケンスを決定することを含む第26項の方法。

(28) 流体流ライン中へ交番に流入する少なくとも二つの異なる流体源からの流体流の量が少なくとも当初二つのタイプの流体の別々の量を有する一つの流体流を形成し、一つのタイプの流体の量は異なるタイプの流体の接続する量と接続している第26項の方法。

(29) 前記一つのタイプの流体の前記量の少なくとも一部を流れがラインの出力へ到達する前に除去することを含む第28項の方法。

(30) 前記の二つの異なるタイプの流体の量の間に流体流中へガスを注入することを含む第28項の方法。

## 3. 発明の詳細な説明

## 本発明の分野

本発明は、薬剤放出システムおよび方法の分野に関する。さらに詳しくは、本発明は複数の異なる流体を单一の流体導管へあらかじめ定めた割合であらかじめ定めた速度で制御自在に提供するための装置および方法に関する。

## 本発明の背景

患者への種々のタイプの薬剤入り流体の静脈内注入は多數の異なる病気の治療の重要な部分になっている。加えて、そのような多數の流体の注入プログラムは外傷を持った患者または事故で傷ついた患者的治療の重要な部分にもなっている。そのような患者はしばしば集中治療室で彼等の急性治療を受ける。多数の病院において、骨髄および他の移植患者のような免疫抑制患者は、かなりの期間に亘って多數の静脈内液を受ける。

医師の注文に応じ、これらの流体は外科的に挿入されたメインラインカテーテルにより、または患者の腕または脚のような末梢部位において患者

へ放出される。これら患者の多数の状態のため、正確な薬剤投与量が指定された期間の間正確な速度で投与することが特に重要である。さらに、そのような患者の多くは感染に高密度に攻撃され易く、または抑制されたもしくは損傷された免疫系を伴っていることがある。それ故、投与されている流体液へ感染作因の潜在的侵入をできるだけ最小化することが重要である。

多數流体静脈内注入は、溶液容器をY接とボーラーから懸吊することによって先行技術において実施されている。ボールはそれを移動可能とするために車輪上に取り付け得るであろう。当初の溶液が吊され、そして無菌技術を用いて患者のカテーテルへ連結される。看護婦または他の医療職員は人力でクランプ弁を調節しながら液下室へ落下する液滴の速度を計時することにより液量を調節する。

患者へ他の注射部位を加えることなく第2の液体を加えるため、しばしばY部位、またはY合流部と呼ばれる流体液合流部が投げられる。この合

流部は最初の流体液放出チューブに配置される。第2の溶液容器はY合流部の未使用入力へ連結される。二つの液量は人力で動作し得るクランプおよび溶液容器の各自に開通した滴下室により、そして容器の相対的高さを調節することによって再調整することができる。

もし第3の溶液が必要であれば、第2の流体容器に開通した投与ラインに配置された第2のY合流部が使用される。第3の流体液は第2のY合流部へ連結され、そして液量は再び前と同様に人手で調節される。

前述した流体液放出システムに開通した多数の認められた問題が存在する。一つの緊急な問題は、重力液の使用および液滴数は患者への望ましい速度が維持されるとも、または十分に正確であるとも必ずしも保証しない。これは患者がX線、CT走査または治療のように移動すべきであれば一層ひどくなる。そのような移動は流体が投与されている間は困難でそして厄介である。

これら問題を克服するため、流体のあらかじめ

定めた量を流体導管を通てあらかじめ定めた速度で放出する電気的にパワー供給される注入ポンプを使用することが標準的実施となっている。そのようなポンプはそれ自身をポータブル使用可能とする。通常それらはそれ自身キヤスクタ上に搭載される流体放出ボーラー上に搭載される。そのようなポンプは携帯性を提供するためおよび主パワー放電の場合中断される作動の数時間提供するため電池バックアップを備えている。

既知の先行技術システムは放出されている種々の物質の適切な自動割合を提供しない。加えて必要な多數薬剤療法を提供するため、患者と複数の注入ポンプとの間に複数のラインを走らせることが必要である。

この問題を処理する努力の方向における一步は、Wunschに対して発行された米国特許第4,512,764号に明記される。この特許は流体液交換セットと人力で操作される弁のセットによって相互接続することができる複数の流体液溶液容器を提供する。人力で操作し得る弁システムからの出力は單一の

液体導管へ連結される。この導管はゼンケンポンプを通り、患者へ続く。人手で操作し得る弁は所望の液体を放出する種々の期間閉鎖される。

やはり Wunsch の他の米国特許第4,559,036 号には、コンピュータ制御弁セットが開示されている。この後者の特許のシステムは、制御ユニットへ接続されたモーター作動もしくはソレノイド制御弁を含んでいる。さらにこのシステムは、その間に種々の弁が独立にもしくは次々に種々の液体を患者へ放出されるのを許容するあらかじめ定めた間隔開かれれるタイミングサイクルを提供する。

種々のタイプの電子制御ユニットを含む他の多数液体注入システムが提案されている。どのそのようなシステムの一つの特徴は装置内に使用されるる液体流セットである。いくつかの既知の放出セットは比較的複雑であり、そして高価である。

永年の経験は、無菌の、限られた使用的の使い捨て液体流セットがコスト的に有効であることを教える。そのようなセットは、感染作因が織つて患者へ放出される可能性を最小化するのに非常に有

効である。しかしそのような無菌の限定使用液体セットは、所望の複合液体流をつくるため多数の異なる液体の注入を制御する問題をそれ自体解決しない。

一つの既知の代案は、各自一つまたはそれ以上の溶液容器のセットへ接続された多数の注入ポンプを使用することである。この具体例では、各自それぞれの注入ポンプへ関連した 2 本以上のラインが患者へもたらされ、そして患者へ無菌態様で連結される。そのようなシステムは非常に可操作性になり易く、そして患者のベッドサイドで組立てられる。それにも拘らず、それは混み入った混乱するシステムになり、そして放出される液体流の観点から実質的な制御問題を提供する。

実際的見地から、多数の IV 注入ポール、多数のポンプ、多数の電気コード、そして容器からポンプへそしてポンプから患者へ走る多数のラインのセットを持つどんな構造にも常に問題が存在する。患者を動かそうと試みる時、すべてのポールも一一所に動かさなければならない。2 本のポールは管

理可能である。3 本のポールでは非常に困難になる。

このため、複数の異なる無菌液体を無菌条件下多数実質的に同時に放出するための閉鎖された比較的大型タブularな混み入っていないシステムに対して引き続いて需要が存在する。好ましくは、そのようなシステムは、液体の放出を実現するために必要なチューブおよび合流部材の数および複雜性を減らすことにより、可能性ある汚染問題を減少する能力を備えるであろう。

そのようなシステムは、好みしくは 24 時間のような相当な期間に亘って計画された投薬および液体流放出シーケンスを準備する能力を提供するであろう。さらにそのようなシステムは、好みしくは放出プロセスに通常必要な種々の静脈穿刺の数を減らすかなく目的でメインラインカテーテルを利用するであろう。

加えて、そのようなシステムは 24 時間にわたるような比較的長期の放出投薬のスケジュールを提供しなければならない。さらにそのようなシス

テムは、種々の態様で施設の看護スタッフへ助けを提供しなければならない。異なる注入ポンプの多数を操作だけ多く済らさねばならない。

該システムはまた、比較的ユーザーに親しみ易く、そして使い易くなければならない。加えてそのようなシステムは、例えはハードコピーをつくることにより記録保存を助け、同時に患者を妨害することを避けるため運転が比較的静かで、そして機能がでしゃばらないものでなければならぬ。

#### 発明の概要

本発明によれば、閉鎖された多数液体の放出システムが提供される。このシステムは、あらかじめ選定された複数の液体を閉鎖された液体流放出システムを通じて出力ポートへあらかじめ選定したシーケンスで放出することができる。

システムは複数の変形し得る液体流チューブもしくは導管部材を含んでいる。チューブ部材は静脈内流体容器のアクセスポート中への押送のため一端にスパイクコネクターを持つことができる。

チューブ部材の各端はルーア回転ロックコネクターもしくは中空穿刺針のような選択されたコネクターを支持する。システムはその中へ導管の各の第2の端が連結される流体合流部材を含んでいる。

各自それぞれの導管部材へ付属した複数の電気的に制御された閉塞器は、それぞれの容器からの流体流を制御自在なオンおよびオフへのターンを提供する。液体は合流部材中へ入り、出力導管中へ流れる。制御可能な速度で流体流および組合せた流体流の放出を実現するためポンピング手段が設けられる。

電気的に作動される閉塞器およびポンピング手段は、プログラム可能な制御ユニットと共に機能する。プログラム可能な制御ユニットは、24時間ものようなかなりの期間に延びることができる一つまたはそれ以上の放出スケジュールを記憶しそして実行するための、そしてプログラムされたスケジュールによって必要とされる閉塞器のオン／オフシーケンシングを制御するための手段を含

んでいる。

さらに、制御ユニットは静脈内薬剤放出において重要な流体間および薬剤併存性に関する情報を含んでいる。種々の特定の流体およびその中に配合される薬剤間の併存性は、スケジュール化された放出シーケンスの前に調べることができる。制御ユニットはまた、必要とする流量の組合せおよび出力ポートにおいて特定された時点で放出される容積を提供するようにポンプを作動する制御回路を備えている。

各閉塞器は流体のその割当てられた流体容器からのオン／オフ流を制御する。作動において、システムは合流部の出力において流体容器のシーケンスから複数の順番に放出される流体量を提供するよう、選定された閉塞器を選定された期間間的に作動する。これを流体マルチプレギングと呼ぶ。これらの量は次に出力流体導管を通じて流体ポートへ流れる間に相互に混合し、多数の流体の実質上同時放出を有効に提供する。

選定した閉塞器の閉鎖期間を適正に延長するこ

とにより、システムは流体をスケジュール化された、非マルチプレギング。間歇または連続モードで放出することができる。

さらに本発明によれば、制御ユニットは、流体投与があらかじめ定めた時間のコースに亘って予定された変化を受けるように電気的に制御された閉塞器の作動もしくはタイミングを調節する。予定された出力流量は提供されている種々の液体に關して維持され、そして予定変更による液体流の過渡現象が最小化される。過渡はあらかじめ定めた放出スケジュール中へ種々フェーズを挿入することによって最小化される。

電気的に起動される閉塞器はソレノイド作動クラップとして実現することができる。各クラップは付勢する機械的復帰／流体遮断ばねを持っていて。

クラップは印加された電気エネルギーの第1のレベルに応答して、第1の流体流阻止位置から第2の流体流可能化位置へ動くことができる。クラップは、低い電気エネルギー消費をもってそれぞ

れの流体放出導管を遮る流体流をそこで許容するのに要するよりも低い電気エネルギーのレベルにおいて第2の位置に維持されることができる。付勢部材はクラップをその第1の流体流阻止位置へ第2のレベルの電気エネルギーの除去に応答して間歇的に復帰するために利用される。

印加された第1のレベルの電気エネルギーに応答してクラップの運動を挙げるに遅くしそして停止するため弾力性手段が設けられる。これはクラップにそれが閉位置から開位置へ動く時静かな作動を提供する。

本発明によれば、流体合流部が設けられる。この流体合流部は複数の流体入力ポートを含んでいる。流体入力ポートはルーア型コネクターまたは刺通し導管でシールすることができる。刺通し導管は同時に少なくとも2本の刺通された流体放出針を支持し、同時に刺通された流体放出針を除去した時再閉鎖するため7#のオーダーの厚みを有する。

本発明の流体合流部は完全にシールされた流体

流放出システムを提供する。既知の無菌技術と組合せて、このシステムは種々の液体源から患者への無菌静脈内液体の単一の組合せ液を提供できる。

液体合流部はまた、それへ液体出口ポートが連結される出口ポートを含むことができる。液体出口導管の自由端は患者へ連結される。

出力液体流導管への入力端として使用できる液体源の数を増すため、二つ以上の液体合流部の連結を可能とする追加のポートを設けることができる。

さらに本発明によれば、液体放出出システムが提供される。液体放出出システムは各自第1の端に薬剤を配合または配合しない無菌静脈内液の可逆性容器のような液体源への連結に適したコネクターを備えた複数の可逆性液体放出導管を含んでいる。第2の端において、該導管の各自は液体合流部中への連結のための第2の連結部材を支持している。

連結する時、液体源、導管および液体合流部は

種々の源が選定された液体の既知量を提供するために利用できる完全に閉鎖されたシステムを提供する。これら液体は合流部を通して合流部の出力ポートへ入ることが許容される。

合流部材の出力ポートへは出力液体流導管が連結される。出力導管は自由端において患者のカテーテルへ連結し得るコネクターを有するタイプのものとができる。全体の液体放出出システムは無菌の使い捨て唯一患者放出出システムとして形成することができる。あらかじめ定めた期間の後、システムは他の同様な無菌の使い捨て放出出システムと交換されるであろう。

出力液体流導管は0.100インチのオーダーの直徑を持つことができる他のチューブ部材よりも小さい、0.065インチのオーダーの直徑壁をもって形成することができる。この減少した直徑壁は放出される液体の容積の一層精密な制御を提供する。

さらに本発明によれば、異なる源からの複数の液体を出口ポートにおいて連続して、あらかじめ

定めた複合液体流に結合する方法が提供される。該方法は、液体出口部材の第1の端においてあらかじめ定めた順序において異なる液体の既知量のシーケンスを提供するステップを含む。該方法はさらに、出力部材の第2の端においてあらかじめ定めた割合を有しそして選定された時間の間出口ポートにおいて各選定液体のあらかじめ定めた容積が提供されるようあらかじめ定めた速度において連続した液体流を提供するように、出力部材中に異なる液体の種々の独立量を混合することを含む。

さらに本発明によれば、該方法は提供すべき液体の選定したあらかじめ定めたセットおよびそれらへ配合し得る薬剤の併存を、それらの液体を望ましくない相互作用なしに同時に放出することができるかを決定するためのテストを提供する。本発明方法によれば、組合せた液体流出口はポンプにより制御された流量で出力ポートへ放出することができる。組合せた液体流出口は重力によって放出することも可能である。

本発明の多数の他の利益および特徴は、以下の本発明およびその具体例の詳細な説明から、特許請求の範囲から、そして本発明の詳細が本明細書の一節として完全に開示されている添付図面から容易に明らかにあるであろう。

#### 図面の説明

第1A図は、先行技術の人手で組立てた多数の液体放出出システムの概略図である。

第1B図は、第1A図の放出出システムについての液体対時間のグラフである。

第2図は、本発明に従った多数液体放出出システムの斜視図である。

第3図は、第2図のシステムの全体のブロック図である。

第4図は、第2図のシステムに使用し得る使い捨てセットの概略図である。

第5A～5B図は、第2図のシステムの液体合流部材の代替形を図示する。

第5F図は、第5B図の平面5F～5Fに沿った部分拡大断面図である。

第6図は、第2図のシステムの電子ブロック図である。

第7図は、第2図のシステムの閉塞器電子インターフェースの詳しいブロック図である。

第8図は、電子的に作動される閉塞器の一部断面電子一概略図である。

第9A図は、第8図の閉塞器に使用するための電子的駆動回路の概略図である。

第9B図は、第9A図の駆動回路によって閉塞器へ印加される電圧のグラフである。

第10A-10C図は、全体で第2図のシステムによって注入される薬剤もしくは溶液の複数の明細書を示すフローチャートである。

第11A図は、患者へ三つの成分液体流を提供するために使用される第2のシステムの概略図である。

第11B図は、第2図のシステムについての液体対時間のグラフである。

第11C図は、本発明に従った液体マルチブレーキングを示す流量対時間を示すグラフ

である。

第12図は、第2図のシステムによって放出されているいくつかの液体の空間的に割り切られた量を示す出力チューブ部材の部分断面図である。

第13図AおよびBは、全体で本発明に従ったマルチブレーキング方法のフローチャートである。

第14A図は、第1の液体の流れへ第2の液体を導入するための先行技術装置を示す。

第14B図は、液体Bが流れ抜ける時第14A図のチューブ部材388中の液体AおよびBの濃度変化を示すグラフである。

第15A図は、コンピュータ制御閉塞器を採用する液体混合システムを示す。

第15B図は、第15A図のチューブ部材90中の液体AおよびBの濃度変化を示すグラフである。

第16図は、液体AおよびBがそれぞれチューブ部材388および90内で混合される時の期間、第14Aおよび15A図のシステムについての計算した混合容積を示す。

第17図は、本発明に従ってコンピュータ制御閉塞器に使用し得る別の閉塞ヘッドを示す。詳しい具体例の詳細な説明

本発明は多数の異なる形の具体例が可能であるが、この開示は本発明の原理の例示であり、本発明を証した具体例に限定することを意図しないとの理解のもとに、その特定の具体例を図面に示し、ここに詳細に説明する。

本発明の説明を助けるため、先行技術の三つのバッジ注入システム1.0を第1A図に示す。患者Pへ放出すべき液体の所望のスケジュールは液体1は2.0 ml/時、液体2は2.0 ml/時、そして液体3は1.0 ml/時時の割合で放出すべき5.0 mlである。

システム1.0は3個の容器1.2、1.4および1.6を含み、各自あらかじめ定めた量の液体1、2および3をそれぞれ収容している。容器は可換性液体流導管2.0、2.2および2.4と、二つのYコネクター2.6および2.8と、そして中間チューブセクション3.0によって出力液体流導管3.2へ連

結されている。導管3.2はカテーテルによって患者Pへ連結されている。

ライン2.0、2.2および2.4の各自はそれぞれ注入ポンプ2.1、2.3および2.5を含んでいる。

ポンプ2.1、2.3および2.5の各自は独立して調節することができる。

典型的な例として、液体1および2のための容器1.2および1.4は、各ライン2.0、2.2中へ液体2.0 ml/時を供給するように調節され、作動しており、その結果ライン3.2中に液体4.0 ml/時が患者へ提供されている。患者Pへ放出されているライン3.2中の液体流は、3.0分未満のすべての時点では第1B図の底グラフに示されているように、各液体の等量を含んでいる。ライン3.0容積は約1.5 mlである。ライン3.2の容積は患者へのカテーテルを含めて約3.0 mlである。

30分時点で、チューブ状部材2.0または2.2のどちらの流量も衰えることなく、チューブ状部材2.4が開かれ、そして30分間に1.0 ml/ml時の定常状態流量へ調節される。第1B図の上のグ

ラフはチューブ状部材 2 4 中の流体 3 の流れを示す。しかしながら、第 1 B 図の中間のグラフに示すように、流体 2 および 3 の複合であるチューブ状部材 3 0 中の流体流の検討は、非常に予期しない望しくしない変化を示す。

流体 3 の流れの開始直後、流体 2 で満ちているチューブ部 3 0 中の流体 2 の流量は  $120 \text{ ml}/\text{時}$  ヘジヤンプする。この割合は流体 2 の望ましい流量の 6 倍である。この流体 2 の非常に大きい流量はライン 3 0 中において約 0.75 分間続く。その時点で流体 2 のスパイクは降下し、流体 2 の流量はその以前のあらかじめ定めた値  $20 \text{ ml}/\text{時}$  捕まる。しかしながら、容器 1 4 の中味により、流体 2 が所望の  $20 \text{ ml}/\text{時}$  の流量からライン 3 0 中  $120 \text{ ml}/\text{時}$  の流量へジャンプした事実は、患者の治療に非常に望ましくない結果へ導き得ることに注意すべきである。

その後流体 3 が通常終了すべき期間に相当する 60 分時点において、容器 1 6 は流体 3 が空になっている。流体 3 のライン 3 0 中の流量はその時

下がるがしかしゼロではない。その代わり、第 1 B 図の中間のグラフに示すように、流体 3 の流量は約 4.5 分間約  $1.7 \text{ ml}/\text{時}$  へ降下する。この期間の終わりで、ライン 3 0 中の流体 3 のすべてはライン 3 2 中へ排出されている。ライン 3 0 は再び流体 2 で満たされる。

第 1 B 図の底のグラフは、患者 P への出力ライン 3 2 の過渡的流体波を図示する。30 分時点で、ライン 2 4 中の流体 3 の流れが開始される時、患者へ放出されている流体 2 の流量にスパイクが出現する。流体 2 の流量は患者へ処方した流量  $20 \text{ ml}/\text{時}$  から約  $70 \text{ ml}/\text{時}$  へ約 1.3 分の間ジャンプする。そして次に  $120 \text{ ml}/\text{時}$  へ約 0.64 分間ジャンプする。

これら二つのジャンプはそれぞれ、患者へ放出されている流体 2 について処方された流量の 3 倍および 6 倍以上であることを表す。同じ二つの時間帯において、流体 1 は処方された  $20 \text{ ml}/\text{時}$  の流量から約  $70 \text{ ml}/\text{時}$  へジャンプし、そして次に約  $20 \text{ ml}/\text{時}$  の流量へ降下する。

このため流体 3 が見掛け上患者へ授与されている最初の 2 分間は、流体 3 は患者 P へ到着しない。その代わり、ライン 3 0 および 3 2 中の流体 1 および 2 の組合せがこれら二つの流体について処方されたよりも非常に大きい流量で患者へ到着している。残りの時間、60 分時点まで、流体 1、2 および 3 はそれぞれ  $20 \text{ ml}/\text{時}$ 、 $20 \text{ ml}/\text{時}$  より  $100 \text{ ml}/\text{時}$  の処方されそして予期される流量で患者へ放出される。

60 分時点でポンプ 2 5 は容器 1 6 からの流体のポンピングを停止した。しかしながら流体 3 のいくらかはチューブ部材 2 4、3 0 および 3 2 を通ってなお排出プロセスになる。ポンプ 2 5 が停止した直後、ライン 3 2 中野全流量は  $40 \text{ ml}/\text{時}$  へ降下する。

しかしながら、第 1 B 図の下のグラフに示した区域 3 4 における約 9 分間の  $40 \text{ ml}/\text{時}$  は、主としてライン 3 0 および 3 2 からの流体 3 の続いている流れと、そして流体 1 および 2 の非常に少ない流れからなる。約 4.5 分後、流体 3 の流量は 1

$6.7 \text{ ml}/\text{時}$  へ低下し、そしてさらに他の 4.5 分間  $16.7 \text{ ml}/\text{時}$  へ統く。流体 1 および 2 が処方された定常状態値へ戻るのはこの付加的期間のみである。

このように上記のシステム 1 0 は所望の流量を処方された流量で放出することにいくつかの有意義な様様で失敗した。流体通過現象のための流量のこれまで感知されなかったそして補償されなかった疲労は、種々の人為結果および過去においてしばしば経験された説明できない実験結果の原因であると信じられる。例えば、もし流体 3 は既に全部患者 P へ提供されたと假定して患者に対する流体 3 の効果のテストを矢印 3 4 で指示した期間内に実施したならば、そのテスト結果は誤りとなり得る。この誤った読みは流体 3 がこの期間患者へなお流れている事実のためであり得る。実際にには、流体 3 は各目的に期待されるよりも約 7 分間に亘り患者へ流れ続ける。

流体 1 および 2 が  $3/4$  分間処方されたよりもかなり大きい流量で放出された事実も、誤ったテ

スト結果へ導き得る。

もしライン 3 2 とカテーテル C との間に延長セットが用いられるならば、チューブ容積はそれにより増加し、上で認めた問題は大きくなる。もしシステム 1 0 がポンプ 2 1, 2 3 および 2 5 なしで使用されれば、結果はむしろより信頼できなくなる。

第 2 図は、本発明に従ったシールされた多数液体放出システム 4 0 の斜視図である。システム 4 0 は棒 4 2 によって支持され、そしてハウジング 4 4 内に収められる。ハウジング 4 4 はシステム 4 0 の容易な移動性を提供するため複数のキャスター 4 6 上に搭載される。

棒 4 2 の上端 4 8 にカーブした支持部材がある。部材 5 0 はハンガーの第 1 のセット 5 2 とハンガーの第 2 のセット 5 4 を支持する。ハンガーのセット 5 2 および 5 4 は、図示した第 1 の複数の溶液容器 5 6 および図示した第 2 の複数の容器 5 8 のような可傾性溶液容器を懸垂する目的に使用される。

なくともよい。

複数の液体導管部材 7 4 および 7 6 が溶液容器 5 6 または 5 8 を液体合流部材 7 0 または 7 2 へ連結している。複数の部材 7 4 および複数の部材 7 6 の各自は可傾性の医療規格の好ましくは透明なプラスチックでつくられる。

複数の部材 7 4 および 7 6 の各自は、導管を 5 6 a のようなそれぞれの液体容器と液体連通にするため使用することができるスピスクロネクターのような第 1 のコネクターと、そして第 2 の端において導管を液体合流部材 7 0 または 7 2 と液体連通するために使用することができる第 2 のコネクターを持つている。

後でさらに詳細に記載するように、シールされた液体流システムは、複数の容器 5 6、複数の導管部材 7 4 および合流部材 7 0 または 7 2 の間に形成することが理解されるであろう。

各合流部材 7 0 または 7 2 は、それぞれ出力液体部材 8 0, 8 2 によってせん動ポンプ 8 4 および 8 6 へ連結される。ポンプ 8 4 および 8 6 は

溶液容器 5 6 a は、24 時間期間のようなあらかじめ定めた期間の終わりに第 2 の複数の容器 5 8 によって変換すべき複数の容器 5 6 の一つである。通常複数の容器 5 6 または 5 8 の一つが一時にシステム 4 0 へ連結される。ハンガー 5 2, 5 4 の二重セットは、第 1 のセットが患者へ液体を提供し続いている間第 2 の交換用の複数の容器の懸垂を容易化する。

容器 5 6 および 5 8 の下には、一般に水平に並ぶ棒 6 2 がある。棒 6 2 は複数の電気的に作動するクランプもしくはチューブ閉塞器 6 4 を離れた位置に支持する。複数の閉塞器 6 4 の各自は後で論ずるように独立して作動し得る。

複数のクランプ 6 4 に付属して複数の人手で作動点灯し得るアクチュエータ 6 6 がある。複数から一つのアクチュエータが複数の閉塞器 6 4 の対応するメンバーに付属する。

部材 6 2 の直下およびそれへスライド自在に第 1 および第 2 の合流部材 7 0 および 7 2 が取り付けられる。部材 7 0 および 7 2 は同じでも同じで

第 2 図に人手で操作し得る制御パネル 8 4 A および 8 6 A をそれぞれ備えていることが図示されている。そのような制御パネルは便利であるが、しかし本発明の一端を形成しない。ポンプ 8 4, 8 6 は各ポンピングサイクルの終わりに死帶を持った精密な線形せん動ポンプである。使用するポンプのタイプは本発明の限定ではない。

ポンプ 8 4, 8 6 からそれぞれ出力液体導管部材 9 0 および 9 2 が延びている。出力導管 9 0 および 9 2 はルーアコネクターまたは穿刺カニューレで終わっており、そして患者のカテーテルへ直接連結されることが意図される。そのような連結は標準的な無菌技術に従うであろう。そのような連結が終了したとき、出力液体部材 9 0 または 9 2 または两者により、シールされた液体流システムが液体源 5 6 または 5 8 と患者 P との間に形成される。

システム 4 0 はまた、システムオペレーターまたは從事者へ状態および指令情報をディスプレーする目的のためビデオディスプレー 9 6 を含んでい

る。情報は、システム40へ電気的に連結されたライトペンおよびバーコードリーダの組合せ98を使用してディスプレイ-96を介してシステム40へ入力することができる。

システム40へハードコピーリンタ100も連結される。ハードコピーリンタ100は、患者のカルテ中の注入のため患者へ放出される液体の療法のハードコピー記録をつくるために、または患者への液体放出を監査する目的のために特に有用である。

ハードコピーリンタ100は持続性RAMを含んでいるスザーリングプリンタとができる。システム40はプリンタ100のメモリへ選定した情報をスプールすることができる。正常な作動において、そのような情報はプリントされる必要はない。

あらかじめ選定された条件が検出された場合には、そのような情報は解析目的のためにプリントすることができる。

第3図はシステム40のシールされた液体流回

路の全体のブロック図である。容器56aのようないくつの容器の各自は、対応する可逆性導管例えば導管74aを介し、閉塞器64aのような対応する閉塞器を通じて液体流合流部70へ連結される。

液体流合流部70からの出力ライン80はポンプ84を通過する。出力液体導管90を通じてポンプ84からの出力は次に患者へ連結される。

制御システム102は複数の電気的に作動される閉塞器64の各自と、ポンプ84と、ビデオディスプレイ-95と、そしてプリンタ100へ電気的に連結される。制御システムはデータ入/出ポートを含んでいる。

第4図はシステム40の液体流回路を一括して示す。第4図において、容器56aはチューブ部材74aへ連結されている。チューブ部材74aは第1の端においてスピーカコンクーター75aで終わっている。油下室77aがチューブ部材74aによって支持されている。スピーカコンクーター75aは容器56aのアクセスポートを刺通すために使用することができ、そして広く知

られているように無菌コネクターとすることができる。

油下室77aは望むならば容器56aからの液体の流量を入手でセッティングするために有用である。それはまた、空気が容器56aからチューブ部材74aへ入るのを防止する隔壁として作用することを意図し、そしてそれは容器56aからの液体流が発生していることを観察する手段として使用される。チューブ部材74aは第2の端において液体流合流部70と除去自在にそしてシール可能な係合するタイプのコネクター75bで終わっている。他の容器56c、56dまたは56eは同じチューブ部材を使用して合流部材70へ連結される。

もしもっと多くの容器を液体合流部材70へ連結することができなければ、第4図に示すように、第2の液体流合流部材70aを合流部材70へ連結することができる。この連結は選定した長さのチューブ部材70bまたは両頭カニューレ70cによって達成することができる。

他の方法は、部材70がその非チューブ側に刺通し得る隔壁を持ち、そして70aがその一端にカニューレを持つことである。それらはその後70の端を70aのカニューレで刺通すことによって連結することができる。第3の方法は、單一の隔壁へ2本の針を刺すことである。それらは2本の針を漏れなしに受け入れるように設計される。そのように連結される時、容器56aないし56eはすべて單一のチューブ状出力導管80中へ排液する。

チューブ状導管80は、液体をそこを通じてあらかじめ定めた流量で強制する目的でポンプ84中に挿入するように設計された区域80aを待っている。チューブセクション90は、複合出力液体から空気または他の液体を引出すために使用し得る第1のY合流部90aを含んでいます。出力導管90はまた、患者Pへ非常に近い部位において導管90中へ追加の液体または溶液を注入する目的で第2のY合流部を含んでいる。

チューブ状部材90は、メインラインカテーテ

ル C と除去自在に係合するコネクター 90 c を持っている。患者に対する部位のこのタイプおよび位置は本発明の限定ではない。カーテル C は前もって外科的に患者 P へ挿入されている。Y コネクター 90 b がカーテル C へ比較的接近して位置するので、コネクター 90 c を通って注入される追加の液体または接液は非常に短時間で患者 P へ注入されるのである。

第 4 図の流体流移換セットにおいては、チューブ部材 8 0 は 0.100 インチのオーダーの公称直徑を有する。部材 9 0 のより小さい直徑は、ポンプ 8 4 または 8 6 のようなポンプと患者 P との間に滞留する流体の体積を最小化する。ライン 9 0 を洗浄するとき、より小さい直徑はより小さい洗浄しか要しないことを意味する。

第 5 A 図は流体混合部材 7 0 の斜視図である。混合部材 7 0 は、離れた場所側壁 1 0 0 a を形成したハウジング部分 1 0 0 を含んでいる。側壁

1 0 0 a は平坦なシールド部材 1 0 0 b で終わっている。後でもっと明らかになるように、細長い側部材 1 0 0 a を人手で持った時、シールド部材 1 0 0 b は従事者の人手で握っている指の保護を提供する。

細長い側部材 1 0 0 a はまた側表面 1 0 0 c で終わっている。表面 1 0 0 c へは接着部材 1 0 2 が取り付けられる。接着部材 1 0 2 は流体混合部材 7 0 をシステム 4 0 上へ除去自在に接着する目的で、バネル 6 2 のベースのスロットまたは開口とスライド自在に係合する。

保護シールド 1 0 0 b 上に複数のシールされた入力ポート 1 0 4 a および 1 0 4 b がある。典型的なポート 1 0 6 のような流体入力ポートの各々には円筒形ハウジング 1 0 8 が形成される。ハウジング 1 0 8 は複数のポート 1 0 4 b のハウジング 1 0 8 から角度をなして伸びている。

刺通し得る隔壁 1 1 0 がハウジング 1 0 8 によって囲まれる。隔壁 1 1 0 は刺通カニューレを除去する時それ自身再シールすることが知られたタ

イブの刺通し得るゴムでつくられる。隔壁 1 1 0 はそれを通って流体を合流部材 7 0 中へ注入し得る連続的にシールされた区域を提供する。

複数のアクセスポートのメンバー 1 0 4 a は、複数の入力ポート 1 0 4 b のメンバーの回転軸に対して 45° である回転軸のまわりに各自向いている。加えて、複数のポート 1 0 4 a のメンバーはジグザグに、そして複数のポート 1 0 4 b の間に配設される。

複数のメンバー 1 0 4 a および 1 0 4 b は除去自在なキャップ 1 1 1 によってカバーされることができる。キャップ 1 1 1 は隔壁を保護し、それを無菌に保つことができる。ポートをカバーすることは使用後消毒剤で拭く必要のない隔壁 1 1 0 のような絶えず無菌の隔壁を提供する。

ポート 1 0 4 a および 1 0 4 b の偏向しそして角度をなした配向は第 4 図に概念的に示した導管部材 7 4 の取り付けを容易にする目的である。

第 5 B 図を参照すると、断面で示したハウジングは、一般に円形の断面積を有する内部流路 1 1

2 を形成する。コネクター 7 5 b へ取り付けたカニューレ 1 1 4 は隔壁 1 1 0 のような無菌隔壁を通じてして区域 1 1 2 中へ挿入することができる。流体はその時容器 5 6 a からチューブ部材 7 4 a を通ってそして合流部材の中央区域 1 1 2 中へ流れることができる。

流体は次に合流部材 7 0 からチューブ部材 8 0 を通って患者へ流れることができる。第 5 B 図に示すように、隔壁 1 1 0 のような刺通し得る隔壁の使用は、容器 5 6 a のような源と患者 P の間の流体流のために連続したシールしたシステムを提供する。隔壁 1 1 0 からのカニューレ 1 1 4 の除去は、ゴムがカニューレ 1 1 4 によって形成されたアクセスポートをシールする時合流部材 7 0 を閉鎖する。

流体合流部材 7 0 はそれを通る流体の受領および流れのために常に開いていることを注意すべきである。合流部材 7 0 は混合室としては機能しない。そうでなくて合流 7 0 は、5 6 a ないし 5 6 b のような複数の溶液容器からの複数の異なる流

体が出口チューブ部材 8 0 中へ順番に渡れることができるように、合流部だけを提供する。

本発明によれば、隔壁 1 1 0 のような各隔壁の厚みは 0.2 5 インチのオーダーにある。厚い隔壁は剥離カニューレの挿入に対して抵抗作用を提供し、隔壁システム中の汚染作用の侵入をさらに阻止する。

加えて、隔壁 1 1 0 の厚みは、漏れなしで 2 までは 3 本の挿入されたカニューレを支持するであろう。増加した厚みは、隔壁 1 1 0 を 2 4 時間に 2 回以上剥離することができ、そしてなお剥離カニューレを除去し適切に再シールし続けることを提供する。

シールド 1 0 0 b は、カニューレを挿入する人は、カニューレを厚い隔壁に剥離するのにかなりの力が必要とするので、カニューレ 1 1 4 で彼または彼女自身よく心配しないにハウジング側 1 0 0 a を人手で把持できる点において、カニューレ 1 1 4 の隔壁 1 1 0 中へ挿入に関し特に有用である。

ハウジング 1 0 0 の一端へ隔壁 1 1 0 a が取り付けられる。隔壁 1 1 0 a は第 4 図に示す 7 0 o および 7 0 a のような二つの合流部材を接続するために使用される。チャンネル 1 1 2 の寸法は、挿入したカニューレから出力チューブ部材 8 0 中への流体波に合わせてできるだけ小さくされる。その結果、合流部材 7 0 は一時に流体の非常に小さい容積を含む。これは合流部材内での流体間混合を最小にする。

チャンネル 1 1 2 は円形断面以外の断面に形成に形成できることが理解されるであろう。チャンネル 1 1 2 の正確な形状は本発明の限定ではない。さらに、複数の注射部位 1 0 4 a および 1 0 4 b は、各部位への独立のアクセスを容易にするため他方から偏っている回転袖を持つように第 5 A 図に示されているが、相互に異なる注射部位の正確な配向は本発明の限定でないことが理解されるであろう。

第 5 C 図は合流部材の他の具体例 1 2 0 を図示する。合流部材 1 2 0 は合流部材 7 0 と対照的

に、ルア回転ロックコネクター 1 2 2 が形成される。導管 1 2 4 のような入力流体導管の各自は、合流部材 1 2 0 へ永久的に接続された部材 1 2 2 と組合し得る合歎するルアコネクター部材 1 2 4 a を支持する。チューブ部材 1 2 4 を合流部材 1 2 0 へ連結する前に、ルアコネクター 1 2 2 は除去し得るルア回転ロックキャップでシールされることが理解されるであろう。

ルアコネクター 1 2 4 a の代わりに、隔壁を持ったルアコネクター 1 2 6 を使用することができる。この場合には、剥離カニューレ 1 1 4 を持ったチューブ 7 4 a のようなチューブ部材を使用することができる。コネクター 1 2 6 は除去し得るキャップでシールすることができる。

第 5 D 図は合流部材 7 0 のなお他の変形を図示する。チューブ 1 2 8 は流路 1 1 2 へ連結される。チューブ部材 1 2 8 の自由端はスパイクコネクター 1 2 8 a を支持する。コネクター 1 2 8 は洗浄溶液の容器を合流部材 7 0 へ連結するために使用することができる。

第 5 E 図は、なお他の合流部材 1 3 0 の図である。合流部材 1 3 0 は長いハウジング 1 3 2 を持っており、それを通る流路 1 3 2 a を持っている。相互に偏向しているメンバーを有する複数のポート 1 3 4 が設けられる。シールド 1 3 6 は、カニューレをポート 1 3 4 の一つに挿入するオペレーターの指を保護し、そして合流部材を支持ブレケットへ装着するのを容易にするねじ式ブレートとしても使用することができる。脚部材 1 0 2 a は連結部材である。

第 5 F 図に示すように、入力ポート 1 0 8 円形断面 1 1 0 b を持つように各自形成することができる。複数の毛管とみぞ 1 1 0 c が円形断面 1 1 0 b の周囲に配置することができる。みぞ 1 1 0 c は、流体がシステムへ最初に導入される時、入って来る流体が入力ポート中の籠底空気を追い出すための手段を提供する。

第 6 図は、流体放出システム 4 0 と共に使用し得る制御システム 1 4 2 のブロック図である。制御システム 1 4 2 は主プロセッサシステムボード

144を含んでいる。ボード144は80C88および80C87プログラム可能プロセッサを含んでいる。システムボード144はまた、64キロバイドROM、そしてモニタ-96および種々の入力/出力回路を駆動するためのグラフィックコントローラー148を含んでいる。主プロセッサシステムボード144へはポンプおよび閉塞器インターフェース999も連絡される。

インターフェース999は二次プロセッサとして80C88プログラム可能プロセッサ999aを含んでいる。インターフェース999aはまた、閉塞器またはクラシップインターフェース999bと、それにEPROMおよびDRAMメモリ999cおよびタイマーカウンタ999cも含んでいる。ポンプおよび閉塞器インターフェース999aはまた、ポンプ84、ポンプ85および二つの任意の遮隔ポンプ997と連絡されそれをしてそれらの機能を開通する四つのマイクロコントローラー999eを含んでいる。

閉塞器インターフェース999bは、支持棒6

2に接続して配置される閉塞器駆動回路152へ電気的に連絡される。回路152は、駆動回路152aのような複数の駆動回路を含む。各駆動回路は閉塞器64aのような特定の閉塞器に付属している。

各閉塞器は閉塞器インターフェース999cを経由してプロセッサ999aへフィードバックを提供するマルチエレメント位置センサー67をそれに付属して持っている。センサー67はスイッチオブオブカルまたは誘電センサーのような他の非接触位置センサーとすることができる。

一般目的インターフェース146はバスインターフェース146bを経由してシステムボード144へ連絡され、そして入力/出力能力を提供する。バーコードマイクロコントローラー棒98；トーン発生器146eおよび付属するオーディオスピーカー150；パワーおよび温度モニタ146f；遮隔看護録呼出しおよび警告灯回路156；リアルタイムクロック146d；4KB RAM電池バックアップメモリ146；およびタイミン

グエラーを感知するためのウォッチドッグタイマ146lも含んでいる。追加の入力/出力通信機能を提供するため、一般目的インターフェース146は多チャンネルRS232インターフェース154を含んでいる。

システムへのパワーは、パワー源160を介して供給され、それは標準ACパワー線のオフへ作動し、その代わりユニット40が他の位置へ動かされた時作動し続けることを許容するため24ボルト電池162を充電する。システム40に使用し得る典型的な電池はイーグルビッチャ-CFM24V25AHである。システム40へ提供される電圧は±V、+6.5V、±24V、+27.5Vである。

第7図は、閉塞器64の各自に付属するインターフェース回路の概念ブロック図である。各閉塞器のためのインターフェース回路152は、指令もししくは出力レジスタ166、フィールドバックパッファ168および制御回路170を含んでいる。データおよび制御信号は、通信バス152b

を介して閉塞器インターフェース999bとインターフェース回路152との間に伝送される。

閉塞器ドライバー152aは指令レジスタ166中野ビットをセットすることによって作動される。ライン152c上のセットビットはドライバ152aへ入力信号を提供する。ドライバ152aからの出力は対応する閉塞器を開くようにソレノイドコイル172へ給電する。

出力レジスタ中の他のビットは閉塞指示器166をオンおよびオフにするようにセットすることができる。ライン152d上のセットビットおよび付属するバッファドライバは指示器67aへ給電する。指示器67aは連続的にオンであることができ、または所望により点滅できる。

インターフェース回路152bへのフィールド入力は入力ソレノイドオーバーライドスイッチ67bと、3位置多極感知スイッチ67cを含む。スイッチ67bを押すと閉塞器64aはチュープのセクションの除去または挿入のために掀起される。3位置感知スイッチ67cは閉塞器の状態に因

システムインターフェースへフィードバックを提供する。極S 1は通常閉塞器がその閉または動起されない位置にある時閉じている。極S 2は通常開いており、そして閉塞器の中間状態において閉じる。極P 3は通常閉じており、そして聞く時閉塞器が完全に動起されそして流体流を許容するため開いていることを指示する。

ソレノイドキ1 5 2は、閉塞器ブランジャーがその第1もしくは閉位置にある時存在する空気隙間に磁化するのに適当な高い電圧および電流を印加する。約2 5 ミリ秒かかる、ブランジャーがその第2もしくは開位置へ動かされ、流体流を許容する時、コイル1 7 2への電圧および電流は減らされる。この電気エネルギーの第2のレベルは、閉塞器をその第2もしくは流体流許容位置に維持するには十分であるが、しかしコイル1 7 2の加熱を最小化し、そして電池1 6 2からのドレンを最小化する。

コイルが脱局起される時、コイルばねが4ボンドの力で閉塞器6 4 aを閉位置へ押す。ドライバ

1 5 2aによって印加される当初の電圧は1 6 ボルトのオーダーである。

第8図は、電気的に作動される閉塞器6 4 aの構造を示す。他の閉塞器も同じ構造を持っている。閉塞器6 4 aは可動ブランジャー1 7 4を回心電気的に動かし得るソレノイドコイル1 7 2を含んでいる。ブランジャー1 7 4は、コイル1 7 2によって発生した磁場の影響のもとに、その第1の流体流阻止位置から第8図に示した第2の流体可能化位置へ可動である。

チューブクランピング部材1 7 4 gがブランジャー1 7 4によって支持される。閉塞器が動かない時、クランピング部材1 7 4 aは挿入されたチューブ部材7 4 aを遮る流体流を遮止する。ブランジャー1 7 4によってやはり支持されている作動ロット1 7 6 aは、ブランジャーが動く時スイッチ接点S 1、S 2およびS 3を開閉する。

付勢ばね1 7 8は、コイル1 7 2から電気エネルギーを除去する時ブランジャー1 7 4をその第1の位置へ復位することを強制する人手で押すこと

のできるノブ1 7 7はブランジャー1 7 4をチューブ7 4 aから人手で遠ざけることを提供する。

位置センサ6 7 cは、ソレノイド6 4 bのハウジング1 7 9 bによって支持されたブラケット1 7 9 aによって支持される。位置センサ6 7 cは3接点機械的スイッチャセンサプリとして実現される。3接点S 1、S 2およびS 3は、クランピング部材またはブランジャー1 7 4の種々の可能な位置について回路1 5 2へ位置情報を提供する。

第1の位置は、チューブが挿入されることなく閉塞器6 4 aが脱局起されていることに相当する。この状態においてS 1およびS 3は閉じ、S 2は開いている。第2の位置は、ブランジャー1 7 4がその完全に開いた位置へ動かされ、チューブ部材7 4 aを遮って流体が流れれるのを許容する第8図に示した位置に相当する。この状態においてはS 1およびS 3が開き、S 2は閉じている。

第3の位置は、ブランジャー1 7 4がその第1もしくは全閉位置と、第8図に示したその第2の開位置の間の中途でとどまっていることを指示する

最初の2位置の中間にあるテスト位置である。これはブランジャー1 7 6が蓋まいまたは閉位置にないことを指示する。ここではS 1が開きそしてS 2およびS 3が閉じている。閉塞器中のチューブ7 4 aの存在はS 1およびS 2が開いているがしかしS 3が閉じていることによって指示される。

閉塞器6 4 aは複数の流体抵抗シールを含んでいる。ダイヤフラムシール1 8 0 a、1 8 0 b、環状シールおよびバンド正確およびオリシングシール1 8 0 cが、閉塞器および弾5 2内に収容されたその付属する電気および電子部品へ流体が侵入するのを阻止する。

オリシング1 8 0 dは、ブランジャー1 7 4が方向1 7 6へ動く時開口に遮音を提供する。チューブ部材7 4 aはブランジャー1 7 4が閉じる時クッションを提供する。

第9A図を参照すると、ソレノイドドライブ回路1 5 2aは、SCS-セミコンダクタ社によって製造されたL 2 9 5集積回路として実現し得る

集積ドライブ回路 1 8 4 を含む。ライン 1 7 2 a および 1 7 2 b を経由するドライブ回路 1 8 4 からの出力はソレノイドコイル 1 7 2 へ連絡される。各ドライブ回路は異なる閉塞器へ付属している。

ライン 1 5 2 c 上のドライブ回路 1 8 4 への入力は、5 ボルトまたは接地信号である。ドライブ回路 1 5 2 a は、ライン 1 5 2 c 上の入力信号が 5 ボルトのオーダーにある時ソレノイドコイル 1 7 2 を駆動する。

分圧抵抗器 1 8 6 a, 1 8 6 b および 1 8 6 c は、回路 1 8 4 の 5 枚のピンにおける参照電圧入力を形成するように、結線部 1 8 6 d において接続される。結線部 1 8 6 e において、通常閉じている接点 S 3 は、ブランジ 1 7 4 がその全開位置へ動いている時を除き、+5 ボルトへの帰還路を提供する。

抵抗器 1 8 8 a および 1 8 8 b を含む並列抵抗器組合せは、負荷と直列にある 0.5 オーム電流感知抵抗器を形成する。

ソレノイドコイル 1 7 2 へのドライブ電流は、

ドライブ回路 1 8 4 の結点 1 8 6 d における電圧の値によってセットされる。0.5 オームを接地へ提供するようにセットされた並列抵抗器 1 8 8 a および 1 8 8 b により、回路 1 8 4 は結点 1 8 6 d における入力の 1 ボルト毎にコイル 1 7 2 へ 2 アンペアの電流を提供する。

抵抗器 1 8 6 a, 1 8 6 b および 1 8 6 c の指示した値はノード 1 8 6 d において 0.6 ボルトを与えるように選定される。ドライブ回路は、ブランジ 1 7 4 がその全開位置へ通し、そしてスイッチ接点 S 3 を聞くまで、ソレノイドコイル 1 7 2 へ引張り電流 1.2 アンペアを供給する。S 3 が聞く時、ノード 1 8 6 d における電圧は 1 8 6 a, 1 8 6 b および 1 8 6 c の結合によってセットされ、そして 0.2 ボルトへ減らされる。ドライブ回路はその後パワー消費を最小にするため保持電流 0.4 アンペアを供給する。

第 9 B 図に、ソレノイドをまたぐ電圧対時間のグラフが 1.3 5 オームソレノイドコイルについてプロットされている。この場合利用し得る 24 ボ

ルト電源の 1 6.2 ボルトだけがドライブ回路 1 8 4 へ印加される。引張りおよび保持電流は、抵抗器 1 8 6 a, 1 8 6 b, 1 8 6 c および感知抵抗器 1 8 8 a および 1 8 8 b の値を変更することによって調節することができる。第 9 B 図のグラフにおいて、指示した時間はスイッチ接点 S 3 が聞く時間に相当する。この時点において、ソレノイドコイル 1 7 2 へのパワーは引張り値から保持値へ減らされる。

第 1 0 A 図は、全体で代表的なシステム 4 0 に關して実施することができるオペレータ開始可能機能もしくは作用を図示するフローチャートである。

第 1 0 A 図に示すように、ステップ 2 0 0 において主メニューをディスフレーユニット 9 6 にディスプレーすることができる。主メニューをディスプレーする前に、もし望むならばあるメニューをライトペン 9 8 を校正する目的でディスプレーすることができる。オペレーターがディスプレーできるスクリーンはそれぞれ 2 5 行からなっており、スクリ

ーンの左端に行数がプリントされている。

主メニューはスクリーン 1 にディスプレーされる。その 2 行目に患者名、同定番号（前もって入力）、日付および時間を作成する。4 行目には、ポンプ 8 4 またはポンプ 8 6 に相当する選定したポンプ B または B をあらかじめ選定した閉塞器と流体放出流量を組合せてディスプレーできる。

スクリーン 1 の 7 ~ 9 行目には、オペレーターが選択できる複数の機能が同定される。例えば、オペレーターはポンプ速度の変更を選択できる。代わりにオペレーターは静脈内投与スケジュールを質問することができる。

9 行目に關し、オペレーターは IV 注文入力の操作を呼出すか、または中断した注文のリストを求めることができる。

1 5 行において、オペレーターは生命徵候／体積入力のための操作を呼出すか、またはシステム IP（容積）統計を尋ねることができる。

1 7 行において、オペレーターは新患者の処置の操作を呼ぶか、または呼返しメッセージのリスト

を求めることができる。

スクリーン1の19行において、オペレータはスクリーンおよび操作のインデックスを求めるか、またはシステム設置およびテストの操作を呼出すことができる。

主メニューの22および24に、オペレータが選択できる標準的操作が提供される。例えば、22行において、オペレータはシステム警報を沈黙させることを選択できる。加えてオペレーターは、システムのポンプディスプレーを見るか、以前に計画されたIV注文の改訂、キーボード配列のディスプレーを選択することができる。

24行において、オペレーターは機能中止、薬剤マスター・ケーションを通じ薬剤仕様書の選定を実行するか、またはヘルプスクリーンを求めるができる。機能または作動の明細はライトペン98を使用してオペレーターによって実現される。

ここで記載するスクリーンは、それへ本発明が限定されない教科書的情報として印刷するに適当な形であることを理解すべきである。例えば

種々の選択し得る作動もしくは機能はオペレータの相互作用を容易にすると思われるならば逆ビデオにディスプレーすることができる。加えて、もし望むならば、機能もしくは作動の指示の選択は、オペレーターに何を選択したかのフィードバックを与えるため選択前または選択後に点滅させることができる。

例示目的のため、オペレータが新IV注文機能を選択したと假定すると、システムは直ちにスクリーン2をディスプレーする。第11B図はこの機能に関連したステップのシーケンスを図示する。

スクリーン2の2行は再び患者の氏名および同定番号をディスプレーする。22行および24行はスクリーン1と同じ行に前にディスプレーされたとの同じ機能をディスプレーする。スクリーン2の4行目に、同じポンプ、閉塞器および液量情報をディスプレーされる。

スクリーン2の7行目は、薬剤/投与量の明細をディスプレーする。薬剤塩化カリウム20ミリ当量があらかじめ入力してある。スクリーン2が

最初に出た時、薬剤/投与量選定は最初の入力を指示するため点滅形でディスプレーすることができる。オペレーターは最初にディスプレーし得るキーボードを選択することによって薬剤/投与量入力を実施することができる。これはステップ202において22行上のキーボード機能を選択することによって達成できる。そのように選択した時、キーボードスクリーン、スクリーン3がディスプレー34上に現れる。

薬剤名、スクリーン3の10-14行上のキーボードのアルファベット部分を使用して入力することができる。ステップ204において各文字の選択のためライトペンが用いられる。オペレーターはフルアルファベット文字の列を選択し、それが選択されたならばスクリーン3の8行目に現れる。加えて、キーボードスクリーンの右側にディスプレーされたキーボードから、スクリーン3の18および20行に指示された単位の薬剤投与量数値を選択することができる。

薬剤および投与量が入力された後、オペレータ

はステップ206においてライトペン98を使用してスクリーン3の17行上の入力機能を選択する。復帰機能の選択を感知した時、システムはスクリーン2へ戻り、入力した薬剤および投与量情報を7-9行目にディスプレーされる。

オペレーターは付いて、ステップ208においてスクリーン2の10行目の標準溶液の群の一つを選択する。オペレーターを助けるため、溶液表示が点滅することができる。溶液が選択された後、流量表示がシステム40によって点滅することができる。

オペレーターは次に、ステップ210においてスクリーン2の20行からキーパッド機能を指定する。キーパッド配列がスクリーン4の右側にディスプレーされる。スクリーン2の10行目の放出液量情報およびスクリーン2の投与容積情報はステップ212において入力することができる。加えて、オペレーターはスクリーン2の13行に関しても投与すべき投与量の範数を入力することができる。

オペレーターは、次にステップ214において、

12行から標準容器もしくはバック休積の群の一つを選択することができ、そして14行から使用のタイプを特定することができる。使用のタイプは、閉鎖INT.、連続CON.、洗浄FLUSH.、静脈閉KVO、または洗浄／静脈閉の組合せFLUSH／KVOを含むことができる。

再びスクリーン2に戻し、オペレータはステップ216において、薬剤または溶液をどの位量整に供給すべきかを特定するため、16行へスケジュール情報を入力することができる。オーダーの終了はステップ218においてオペレータが20行のオーダー入力機能の選択によって指示される。

この時点で追加の薬剤または溶液を入力しそしてスケジュールすることが望ましければ、オペレータはスクリーン2を再び使用して前記操作をくり返す。すべての所望の薬剤または溶液が特定されれば、オペレータはステップ220において24行から次のスクリーン機能を特定することができる。これはシステム40がスクリーン5のIV液体レビューおよび改訂スクリーンをディスプレー

させる。

スクリーン5の7、8および9行に三つの薬剤タイプおよび投与量がディスプレーされる。ディスプレーされた薬剤の右に、割当てられたポンプ番号“P”および割当てられた閉塞器番号“OC”がある。第10C図はこのスクリーン5の使用に関するしたスティップを図示する。

薬剤の各自は、スクリーン5においてポンプ84または85であります同じポンプAに割当てられる。薬剤の各自は異なる閉塞器へ割当てられる。

あらかじめ入力された薬剤に対しポンプおよび閉塞器の割当はオペレータによって実施される。オペレータはステップ230において7行目の右端に位置するポンプ／閉塞器機能を求める。システム40がこの要求を感知した時、ポンプおよび閉塞器選択のためのスクリーン6キーパッドがスクリーン5の右側にディスプレーされる。

スクリーン5の7行目の最初の薬剤は例えば逆ビデオを輝かせることができる。ポンプおよび閉塞器キーパッド配列を使用して、ステップ232

においてポンプおよび閉塞器をその薬剤へ割当ることができる。スクリーン5の20行上のスクロール機能を使用して、8、9行上の各薬剤を順番に選択することができる。同様な様式で8行および9行にディスプレーされた薬剤をポンプおよび閉塞器へ割当ることができる。

システムはステップ234において、選択が終了した後ポンプおよび閉塞器キーパッド配列スクリーンを自動的に停止するであろう。注入を開始するため、オペレータはステップ236においてスクリーン5の9行のチューブ挿入機能を選択することができる。

システムがチューブ挿入機能が選択されたことを感知した後、閉塞器64aに対応する指示器67aのような閉塞指標器の一つが発光し始めるであろう。これはオペレーターに選択した薬剤または溶液のためのチューブをその閉塞器へ挿入すべきことを警告する。これはオペレーターがスイッチ67dのような閉塞器閉／閉スイッチを押すことによって達成される。システムは次に閉塞器64a

のような閉塞器を勘定し、選択した溶液容器に付属したチューブをその閉塞器へ挿入することを許容する。

スイッチ67dのような閉塞器閉／閉スイッチを2度目に押すと、システム40ヘチューブが閉塞器中に配置され、そしてその閉塞器は脱離起であることを知らせる。残りの各閉塞器は同様な様式で作動でき、対応するチューブ部材を接続することができる。この時点でスケジュール化された薬剤の注入を開始することができる。

オペレーターがスクリーン5にリストされた液体および薬剤の液体間併存性をチェックしようとするならば、注入開始前スクリーン5の19行の併存性機能を単に選択すればよい。

システム40はその時スクリーン7上に、以前スクリーン5にリストした3種の薬剤に関する併存性概要をディスプレーする。スクリーン7の併存性概要においては前に投入した3種の薬剤は7、8および9行にリストされる。

スクリーンの中心近くに、薬剤1、薬剤2、薬

剤3として同定された薬剤の各自は他の2種の薬剤と比較される。例えば、7行目に指示された塩化カリウム薬剤1は、トブライマイシン薬剤2と比較する時“C”的指示がディスプレーされる。指示“C”は、これら2種の薬剤は併存できることを指示する。他方、塩化カリウム薬剤1とフラジール薬剤3の比較は配合禁忌を指示する。

塩化カリウムとフラジールとの間の配合禁忌を処理するため、塩化カリウムは二つのポンプの一方へ、割当てることができ、そしてフラジールは二つのポンプの他方へ割当てることができる。この多款ポンプ割当てではスクリーンの右側に“P”的標識をもった間にディスプレーされる。ポンプ割当ておよび閉塞器割当てを容易化するため、ポンプ閉塞器キーパッドがやはりスクリーン7の右側にディスプレーされる。

スクリーン7には、20行目に洗浄機能が提供されている。洗浄はどの選択された薬剤または液体の放出の前および後の両方で提供することができる。

ことができ、それはシステム40をして概要のハードコピーをつくる。

オペレータは、種々の形で患者Pへ放出されているスケジュール化された溶液の状態をディスプレーすることが可能である。例えば、システム40は薬剤状態ディスプレー、スクリーン9を提供する。

スクリーン9において、薬剤の異なるセットの一例がその関連する溶液と共に同定される。例えば、8行および9行において、ドバミンおよびデキストロースが閉塞器4を介して放出されることが同定される。さらに8行および9行の右側に、流量と既に放出された全容積およびなお注入すべき残りの容積が特定される。同様な情報は、同じポンプに付属している閉塞器5、6および7のような他の閉塞器の各自に関連する薬剤および溶液に対して提供される。

システムはヘルスケア提供者の流体管理を助ける。この点に加し、スクリーン11は予期される液体の攝取容積の予想を提供する。スクリーン1

スクリーン7の併存性概要に加し、薬剤または溶液併存性または非併存性情報は、持続性メモリ146cにあらかじめ記憶させることができる。このメモリは更新されるかまたはその中味はシステム40に使用される溶液または薬剤に応じて時々修正される。空欄は情報がないことを指示する。

注入開始後、投薬後概要スクリーン8をディスプレーすることができる。スクリーン8は例えば、8および9行目にスケジュール化された薬剤の同定を提供する。加えて、スクリーン8は割当てポンプおよび閉塞器、それに薬剤および溶液の放出の計画化した頻度の指示を同定する。スクリーン8の右側には、24時間期間中の放出される薬剤の期間の表示が15分区切りでディスプレーされる。

スクロール機能は、ディスプレーを完全な24時間期間を経て作動するために使用することができる。

もし投薬概要のハードコピーを望むならば、オペレータは20行で概要プリント機能を選択する

1の7行目は24時間期間に亘る最大液体容積の入力を提供する。

9行目と18行目の間に、8時間期間を基にして現在消費された液体量のディスプレーが提供される。加えて、現在利用できる液体量のディスプレーが提供され、これは毎8時間期間の間すべてに消費された量へ加えることができる。このためスクリーン11は、消費された容積とそして現在使用し得る液体の体積に加し、8時間計画とそして毎日の統計を提供する。

これまでの議論において、システム40は一時に一種類の溶液が患者Pへ注入されるモードで作動できた。例えば、スクリーン5に加し、塩化カリウムは連続的に注入される。トブライマイシンは間歇的に注入される。トブライマイシンが閉塞器2を通して注入されている間、塩化カリウムは閉塞器2を通過して流れることが阻止されるであろう。

別の作動モードにおいては、二つ以上の薬剤および溶液を同時に患者Pへ注入することができる。先行技術においては、多款薬剤の同時注入は第1

△図に示したタイプのシステムを使用し、その結果のタイプは第1B図に図示した。

第1A図は、3個の容器5a, 5bおよび5cが液体合流部材7へ連結されている、患者Pへ連結されたシステム4を概略的に図示する。本説明によれば、対応する電気的に作動される閉塞器6a, 6bおよび6cが容器5a, 5bおよび5cから導管部材7a, 7bおよび7cを通じてあらかじめ定めた順番で対応する液体のバルスまたは量の液体波を許容するように順番に開かれそして閉じられる。このマルチプレキシングモードにおいては、容器5a, 5bおよび5cからの液体の独立したバルスもしくは疊の列からなる液体波が outlet チューブ部材9中に形成される。

第1A図のシステムにより、第1A図のシステム10で放出すべきであったのと同じ液体のオーダーを放出すべきと假定する。すなわち液体1が $2.0 \text{ ml}/\text{時}$ 、液体2が $2.0 \text{ ml}/\text{時}$ 、そして液体3が $1.00 \text{ ml}/\text{時}$ で $50 \text{ ml}$ である。

かわらず、液体3の患者Pへの流れは過剰した流量で $50 \text{ ml}/\text{時}$ 点まで続く。また、 $55 - 60 \text{ 分}$ 期間の間、液体1および2の流量は第1B図の真中のグラフに示すように $7.0 \text{ ml}/\text{時}$ へ大幅に上昇している。しかしながら液体1および2の患者Pへの出力は、このシステムのマルチプレキシングの結果 $2.0 \text{ ml}/\text{時}$ 流量において続いている。

このように、システム4は過剰した液体組合せ、液体1を $2.0 \text{ ml}/\text{時}$ 、液体2を $3.0 \text{ ml}/\text{時}$ 、液体3を $1.00 \text{ ml}/\text{時}$ で $30 \text{ 分}$ 間正確に放出する。これは対照的に、第1B図に示すように、第1A図の先行技術スタッキングシステムは患者へ実質上異なる液体波を放出した。

作動のマルチプレキシングモードに関しては、種々の薬剤または溶液の入力は、多數薬剤放出について前に議論した操作と同じにすることができます。システム4は、割当でられている一種以上の薬剤が連続的に注入されるべきであり、そして一種以上の薬剤が間歇的に注入されるべきであれば、あるポンプへ割当られた薬剤を自動的にマ

第1B図を参照すると、第1B図のグラフと対照的に、 $1.00 \text{ ml}/\text{時}$ の割合で $30 \text{ 分}$ 間患者へ提供すべき容器5a, 5b, 5cからの液体3は、第1B図の最上部のグラフに示すように、 $1.5 \text{ 分}$ 時点で約 $3.0 \text{ ml}/\text{時}$ の流量で最初スタートする。同時に、容器5a, 5b, 5cからの液体の波長は $2.0 \text{ ml}/\text{時}$ からそれぞれ $1.0 \text{ ml}/\text{時}$ へ大幅に減らされる。第1B図の最下部のグラフに示すように、 $1.5 \sim 3.0 \text{ 分}$ 間の間に患者Pへの液体波は間隔波について $2.0 \text{ ml}/\text{時}$ において変化しない。

$3.0 \text{ 分}$ 時点において、容器5a, 5b, 5cからの液体3の流量はシステム4によって $1.00 \text{ ml}/\text{時}$ へ増加される。この流量は $5.5 \text{ 分}$ 時点に達するまで維持される。第1Aおよび1B図のオーダーの場合には液体3の $1.00 \text{ ml}/\text{時}$ が $30 \text{ 分}$ 間患者へ放出することを要したことを注意せよ。

第1B図の最下段のグラフに示すように、ランク90からの患者Pへの出力は $30 \text{ 分}$ 間液体3の $1.00 \text{ ml}/\text{時}$ に相当する。容器5a, 5b, 5cからの液体3の流れは $5.5 \text{ 分}$ 時点で終了したという事実にもか

マクアレキシングする能力を持っている。加えて、マルチアレキシングを実施しているポンプへ洗浄を割当てることができる。

マルチアレキシングの作動状態をチェックするため、オペレーターはスクリーン12をディスプレーすることができる。スクリーンの8および9行に、デキストロース溶液中の薬剤ドバミンが閉塞器4を通じて $3.0 \text{ ml}/\text{時}$ 流量で注入されていることがディスプレーされる。スクリーン12の11行および12行に、デキストロース溶液薬剤アミノフィリンが閉塞器5を通じて $1.5 \text{ ml}/\text{時}$ の流量で放出されていることがディスプレーされる。スクリーン12の14行および15行に、液体ヘパリンが閉塞器6を通じて $2.4 \text{ ml}/\text{時}$ の流量で患者へ注入されていることがディスプレーされる。

第1A図の液体3のような間歇的薬剤が第1A図の液体1及び2のような連続的薬剤のマルチアレキシングの間に計画されている場合には、システム4は、患者への出力がオーダーした液体波シーケンスに対応するように、液体3の注入

を開始または終了すべき時点を自動的に予想するであろう。第1 IB図に示し、もし30分期間がその時点で流体3が患者へ100ml/時流量で到着すべき時点であるとすれば、該時間期間の前に、システム40は流体3が患者へ連結された出力チャーブ90中へ流れることが許容されなければならない中間時間期間を決定するであろう。

システム40によるこの予想の結果、30分期間前の中間期間の間、流体3は流れ始めるであろう。しかしながら、システム40が流体1および流体2のみの等量のその最初のスケジュールから、流体1および2の等流量および流体3の実質より大きい流量の要求した放出スケジュールへスイッチする30分期間まで、患者への流体3の放出はないであろう。

第1 IC図はシステム40のマルチブレキシングの流体面を示すグラフである。第1 IC図のグラフは第1 IB図の下のグラフにおいて患者へ放出すべきオーダーにかかるマルチブレキシング作動に対応する。

第1 IC図に示し、流体1および2は最初、それぞれの閉塞器により約1.5秒間交替に流体合流部材70中へ流れることが許容される。0から約1.5分の時間期間に相当するこの最初のフェーズの間、定常的状態条件が確立され、その間1.5秒長さの流体1のパルスまたは塊が合流部材70中へ流れることが許容される。

このプロセスはシステム40の作動の最初のフェーズの間の最初の1.5分間にそれ自身連続的にくり返される。この時間の間、入力ポート90aにおいてライン90へ入る流体1の離れたパルスもしくは量は、流体2の離れたパルスもしくは量の間に空間的に位置する。流体1および2の量がチャーブ部材90を通って移動する時、それらは均一に混合され、それらが患者のカテーテルCとのところの出力ポートへ到着する時、その50%は流体1に相当し、そしてその50%は流体2に相当する均一な混合物が患者へ放出される。

1.5分時点の前に、システム40は患者への流体過渡を最小にするため、そしてオーダーした流体を要求された後量で放出するため、流体3の流れを開始することが必要であると決定している。約1.5分時点から流体3を患者へ100ml/時の流量で放出しなければならない30分間時点まで延びるこの補償フェーズもしくは中間フェーズの間、システム40は容器56a、56bおよび56cに開通した閉塞器の各自を順番に作動している。この作動の結果は、第1 IC図に示すように、流体1および2を1.5秒量提供し、しかし流体2の後に閉塞器54cを通じ流体3の5.75秒量を流体合流部材70中へ注入し続けることである。

この3液体マルチブレキシング作業は1.5分時点から3.0分時点まで連續的にくり返される。これは入力ポート90aにおいて導管90へ移動している流体1、2および3の空間的に離された量の列を発生する。流体1の量の列、流体2の量の列および流体3の量の列が出力ポート90bへ到着する時までに、それらは混合され、そして流体

1が20ml/時の流量、流体2が20ml/時の流量、および流体3が100ml/時の流量で提供される複数流体流を140ml/時の出力流量で提供する。

3.0分時点において、システム40は再びスイッチである。3.0分時点において、流量は140ml/時へジャンプする。この時点で流体1は約3.3秒間流れることが許容され、流体2は約3.3秒間流れることが許容され、そして流体3は約1.64秒間流れることが許容される。このシーケンスは2.5.6分間くり返され、これは5.5.6分時点に相当する。

5.5.6分時点の前に、システム40は容器56cからの流体3の流れを終了することが必要であることを予知しているであろう。第2の補償フェーズが必要であろう。このためその時点で閉塞器54cが脱脂起され、容器56cから流体3の流れは停止する。しかしながら容器56aおよび56bの液体の流れは5.5.6分と5.6分との間の時間140ml/時の流量で続いている。

この第2の複数フェーズにおいて、流体1は閉塞器64aによって3.3秒間流れることが許容される。同様に流体2は閉塞器64bによって3.3秒間流れることが許容される。このためこの複数フェーズの間、流体1と流体2の交番するバルスが流体合流部材70へ入り、そして導管90の入力ポート90aへ出て行くことがきよよちうされる。流体2の空間内に離れた量の間に間隔された流体1の空間内に離れた量が導管90を通過して移動する時、それらは混合され、そして出口ポート90bへ50%流体1および50%流体2の流れとして到着する。

60分時点において、流体流量は40mL/時へ降下し、そして流体1および2は1.5秒の長い時間間隔で流体合流部材70中へ順番に注入され続ける。これはその時各流体について20mL/時の流量においてカーテルCへの出力流体流を生ずる。

マルチプレキシングの例証のため、第12図は各自同定番号P1を持っている流体1の複数の離

れた量の概念図である。流体1の量の間に、各自同定番号P2を持っている流体2の離れた量の列が間隔される。

流体1の離れた量の列と、流体2の離れた量の列は入口ポート90aにおいてチューブ部材90へに入る。これらの層はチューブ部材90内にあり間に混合し、出力ポート90bにおいて流体1および流体2を等割合で含んでいる指定した流量の流体流を与える。

システム40が最初のあらかじめ定めた流れシーケンスから中間もしくは指揮シーケンスへ、そして次に第2のあらかじめ定めた流れシーケンスへスイッチすべき時を予知するプロセスは、チューブ部材90容積に依存する。以下の議論の目的で、チューブ部材の容積は1.0mLに等しいと仮定しよう。

このマルチプレキシングシステムは、溶液の流量が変更された時発生する有効流量誤差を補償する。マルチプレキシングモードで作動している時、システムは一つのポンプで複数の薬剤および溶媒

を同時に放出することができる。

与えられた時間において各薬剤の有効流量は、チューブ中の薬剤の分數掛ける最初の總（またはポンプ）流量に等しい。例えば、もしチューブが薬剤A 1/4、薬剤Bで3/4で満たされており、そしてポンプ流量が1.00mL/時であれば、薬剤Aの有効流量は2.5mL/時であり、薬剤Bの有効流量は7.5mL/時である。

定常状態の間、各薬剤の有効流量は所望の流量と同じである。流量誤差はポンプ流量が新しい流量へ変更されたが、しかしチューブ中において薬剤は以前の流量に比例して混合される時に発生する。これは、チューブが新しい割合で走っている薬剤によって流れまるまで、各薬剤の有効流量を誤らせる。

例えば、薬剤Aは2.0mL/時および薬剤Bは6.0mL/時で流れていると仮定する。總流量は2.0 + 6.0 = 8.0mL/時である。チューブ90は2.0 / 8.0 = A 1/4 および 6.0 / 8.0 = B 3/4 である。

もしAの流量を4.0mL/時へ戻ると、總流量は4.0 + 6.0 = 10.0mL/時である。有効流量は今度はAに対して1/4 × 10.0 = 2.5mL/時、Bについては3/4 × 10.0 = 7.5mL/時である。誤差はAについては1.00 × (2.5 - 4.0) / 4.0 = -3.75%、そしてBについては1.00 × (7.5 - 6.0) / 6.0 = +2.5%である。

これらの有効流量誤差は、チューブ90が流れまるまで続くであろう。もしチューブ容積が1.0mLであれば、洗い流しは、1.0mL / 1.00mL/時 = 0.1時 = 6分かかるであろう。チューブが洗い流れられた5、有効流量は所望の流量に等しくなるであろう。

要約すると以下のようになる。

有効流量 (mL/時) :

	A	B	全体
当初	2.0	6.0	8.0
過渡期	2.5	7.5	10.0
最終	4.0	6.0	10.0

## 過渡期の計算：

<u>A</u>	
チューブ混合比	$20/80 = 0.25$
有効流量	$0.25 \times 100 = 25 \text{ mL/時}$
流量誤差	$\frac{100 \times (25 - 40)}{40} = -37.5\%$
<u>B</u>	
チューブ混合比	$60/80 = 0.75$
有効流量	$0.75 \times 100 = 75 \text{ mL/時}$
流量誤差	$\frac{100 \times (75 - 60)}{60} = 25\%$

システム 4 0 は、マルチブレキシング機能を実施している時当初および最終流量間に中間もしくは補償フェーズを自動的に決定し、挿入する。この補償フェーズは新しい流量のための準備においてチューブ中に薬剤を適正に分配するため、個々の薬剤流量を調節するために使用される。

補償フェーズはチューブ容積を洗い流すのに要する時間差だけ、次の計画された流量より前に開始される。

補償フェーズの間、個々の薬剤の割合は、合計流量は当初の流量と等しく保ちながら、次の計画された流量変更のスタートにおいてチューブ中に薬剤の所望の混合物が提供されるように調整される。その結果は、患者 P へ出力は処方した通りとなることである。

以下の式は補償もしくは中間フェーズ D の長さを特定する。

$$D = \frac{\text{チューブ部材の容積}}{\text{現在の放出流量}}$$

その時点まで補償もしくは中間フェーズがスマー

トしなければならない時間 T は以下のとおりである。

$$T = \frac{\text{切替えた時間}}{\text{発生する出力}} - D$$

補償もしくは中間フェーズの長さを基にして、システム 4 0 はその間任意の閉塞器が発生される時間差を縮減することができる。当初の流量を保つが、しかし成分液体の割合を調節することにより、チューブ部材 9 0 は、患者への液体流に処方した液体流オーダーに変化が起こることを要求する時点までに洗い流されるができる。

マルチブレキシングプロセスは 2 ステップ操作である。第 1 3 A 図を参照すると、システム 4 0 は、スクリーン 2 によって以前入力された流量に従ってある期間放出すべき液体の量の列を保つ連続容積発生プロセスを実施する。最初のステップ 3 0 0 において、放出すべき液体の各自についての相対的流量が確定される。アキュムレータはあらかじめ入力された放出スケジュールに従ってほうしなつなければならない液体の量の列を保つ。

ステップ 3 0 4 において基本時間増分が確定される。ステップ 3 0 6 において、システム 4 0 は基本時間増分の期間を持つ。ステップ 3 0 8 において、アキュムレータの各自の中株が更新される。各アキュムレータの更新された値は、前記相対流量において基本時間増分の間に流れなければならぬ流体の量に相当する。

一旦各アキュムレータが設出しなければならないそれぞれの液体の絶対量と反応するように更新されたならば、システム 4 0 は次にステップ 3 0 6 へ戻り、そして次の時間増分を持つ。容積発生プロセスは新しい相対的流量が提供されるまでアキュムレータを更新し続ける。

第 1 3 B 図を参照すると、放出すべきそれぞれの液体へ割当てられた閉塞器を制御するプロセスは、アキュムレータの各自中の連続的に更新された値を利用する。ステップ 3 2 0 において、1 回転あたりの容積、または線状ポンプの場合 1 線状運動あたりの容積に相当するポンプ定数が検索される。ステップ 3 2 4 において、選択されたア

キュムレータの中味がポンプ定数によって割算される。これはアキュムレータの中味によって指示される流体の量を提供するために要するポンプ回転回数を得る。ステップ3 2 6において、システム4 0はポンプ回転回数の整数部分を取る。ステップ3 2 8において、システムは整数部分がすべてのアキュムレータについて形成されたかどうかを見るためにチェックする。もしもっと必要ならば、システムはステップ3 2 2へ戻る。

もしアキュムレータのすべてについて整数部分が形成されれば、システム4 0はステップ3 2 8においてその整数部分の一つを選択する。ステップ3 3 2においてシステム4 0は対応する閉塞器を開く。ステップ3 3 4において、システム4 0は選択した整数部分に対応するだけの回転数、ポンプ8 4のようなポンプを運転する。ステップ3 3 6において開いている閉塞器が閉じられる。ステップ3 3 8において対応するアキュムレータ中の量はステップ3 3 4において丁度放出された流体の量だけ減らされる。ステップ3 4 0において

システムはすべてのアキュムレータが減らされたかどうかを見るためチェックする。もしもってなければ、それはステップ3 3 0へ戻り、他のアキュムレータに開閉した後の整数を選択する。もしもってあれば、システムはアキュムレータがプロセスをくり返すように選択するためステップ3 2 2へ戻る。

上記プロセスによれば、あらかじめ定めた流体の各自のパンクもしくは量の列が出血導管9 0の吸入9 0 z中へ流れることが許され、そして次にポンプ8 4によって患者Pへポンプされる。上の方法は第1 1 C圖において図示しそして推論した流体量の列をつくる。

閉塞器は好ましくはポンプ死帶期間の間に開閉される。閉塞器が開閉できる時間をそのように制限することにより、ポンプ回転数の整数に対応する流体量のみが放出されるであろう。

薬剤または溶液治療計画の特定の例をスクリーン2に関して議論したが、薬剤または溶液は本発明の精神および範囲を逸脱することなく種々の態

様でシステム4 0へ特定化できることが理解されるであろう。例えば、薬剤または溶液プログラムはライトベン9 8のバーコーダーリーダー部分によつて特定化することができる。代わりに、薬剤および/または溶液の所望の治療計画は、RS 2 3 2ポートの一つまたはモデル1 5 6を通ずる遠隔通信を介してシステム4 0へ供給することができる。最後に、システム4 0はそのメモリ内に薬剤名および投与量のデータベースを含むことができる。薬剤名および投与量は、ライトベンを介してオペレーターによる適切な人力に応答してディスプレーユニット9 6上にディスプレーすることができる。

さらに、患者情報をディスプレーユニット9 6を閲覧してシステム4 0へ入力することができる。スクリーン1 3は患者情報入力スクリーンである。そのようなスクリーンにより、オペレータは患者の氏名のような情報、それに性別および年齢、身長および体重、そしてアレルギーのような物理的情報を入力することができる。

プリンター1 0 0は、性格上患者の状態および種々の期間に投与された流体の歴史的概要である種々のハードコピーレポートを提供することができる。患者の同定情報のほかに、レポートは重要な歴候、投与された薬剤、および薬剤対種々の重要変数の比較を含むことができる。

上で論じた応用に加え、システムは種々の異なる目的に使用することができる。これは侵入および非侵入センサーを使用する患者モニタリングを含む。重要な歴候、体温、呼吸数、血圧、および尿出力をモニタすることができる。集めた情報は薬剤ポンプをオンまたはオフへ転ずるために使用することができる。

システム4 0は、サーボ機構を発生しそしてあらかじめ述べた物理的要求を維持するシーケンサへ薬剤投与アルゴリズムを連絡することができる閉鎖ループフィードバックシステムの一環とすることができます。特定の例は、血圧制御のための脈管活性薬剤および疾患制御のための抗生物質薬力学的測定を含む。

現在患者の静脈系へ薬剤を供給するカテーテルは、インシュリン、血液ガスまたは電解質のようなベッドサイドにおける日常テストのため自動血液テストシステムへ指令に応じて血液を吸引するよう計画することができる。

胎児心拍モニタを備えたpHセンサーを組み込むことにより、システム40は、胎児ストレスを検出し、そしてアシドーシスを発生することが既知のピトンまたは他の収縮タイプ薬剤の現象を自動的に警告しそして信号ができる。

自動またはマニュアルモードのどちらかにおいても、システム40は、与えた他の薬剤、与えた他の供給、与えた他の食物、ベッドサイドにおける看護時間、そして管理および薬剤コストを減らすために必要なすべての他の日常的なベッドサイド記録保持作業を速やかにレポートすることができる。

標準的希釈液中に粉末、錠剤または高濃度液体薬剤が溶解する速度を予知するためコンピュータカーブ適用を使用することにより、システム40

は患者へ一貫した薬剤レベルを自動的に維持することができる。現在の技術は均等に溶ける薬剤固体マトリックスを発見しようと試みているが、これは溶解曲線を含まれる薬剤にマッチさせることにより必要ないであろう。

加えて、薬剤データを集め、そしてそれをセンサーデータと組合せることにより、医師の傾向および閾値ラフは、患者の薬剤レスポンスの洞察を提供し、そして患者の管理を助けるであろう。このデータは一層応答的な薬剤管理のため、患者の病室において局所的に、そして医師の家庭またはオフィスにおいて遠隔的に利用できる。

システム40は患者の敗血症を減らし、中央LVラインへの患者の血液接触を減らす傾向のある特徴を持ってるので、免疫抑制を持っている患者が一層適確に治療できる。これらの患者は、化学療法を受けていたる患者、エイズ患者、骨髄移植患者等を含む。

システム40はまた、患者の疼痛管理を助けるために使用することができる。患者へのコードヘ

小さいプッシュボタンを追加することにより、銀屑病タイプ薬剤を患者の要求に応じてあらかじめ指定した量で分配することができる。患者が十分に根気な時、これは全量のモルフィンレベルを減らすと共に患者の需要により良好に響くする方法であることが証明されている。現在のシステムは高価で嵩高い。それらは高コスト麻薬容器を備えた自立ポンプを使用する。システム40はこの技術を大きく簡単にすると同時にコストを著しく減少することができる。

改良されたシステムの作動上の特徴は、第1の流体、流体Aの流れ中へ第2の流体、流体Bを導入する目的の第14A図の公知の装置380と比較する時容易に明らかになる。

容器382からの流体Aの流れは、滴下室384Aを含むことができる慣用のチューブ部材384によって運ばれる。チューブ部材384は人手で作動し得るクランプ384bによって制御することができる。チューブ部材384はY-合流部386で終わっている。チューブ部材388を通して

るY-部材386からの出力流は慣用の注入ポンプ390を通して、次に患者へポンプ390のセッティングによって決定された流量で放出される。

容器392中の流体Bは、そこからチューブ部材394を介し、滴下室394aを通って流れ、人手で作動し得るクランプもしくは閉塞器394bによって調節される。チューブ部材394から出力流はY-部材386を通って合併され、そして次にチューブ部材388中へ流れることができる。

第14A図の二つの流体システムは、流体Aが患者へ放出されており、そして流体Bの放出の目的で流体Aの放出を中断することを望む場合に普通に使用されている。通常容器392中の流体Bの容積は容器382中の流体Aの容積よりも小さい。

流体Bへ付加的なヘッドを提供するため、それはハンガー396上に容器382より上方に支持される。容器382は短かい金属ハンガー398により慣例的に低くされる。容器394からの流

体Bの流れが開始される時、二つの容器382および384の高さの違いのため、流体Bがチューブ部材388を通って排液し、そのプロセスにおいてチューブ部材388を通過する流体Aの流れを中断するであろう。

第14B図は、流体Bがそれを通って排出される時のチューブ部材388中の流体AおよびBの濃度変化を図示するグラフである。第14B図に示すように、当初流体Aはチューブ部材388中の流体の100%に相当する。流体Bが流れ始める時、流体Aの濃度は低下し、そして流体Bの濃度が100%へ向かって増加する。その後容器392が空に合った時、ライン388中の液体Bの濃度はゼロへ向かって減少し始め、そしてライン388中の流体Aの濃度は100%へ戻る。

第14B図において“G”および“S”は測定したデータポイントを同定する。各分画は0.4mLに相当する。

第14B図において、流体Aが流体Bにより置換され、そして流体Bは流体Aによって置換され

る時の濃度%がライン388中の流体の分画番号に対してプロットされる。ライン388中の流量は1.20mL/時である。流体Aは例えばグルコースであり、流体Bは食塩水とすることができる。

第15図は、流体Aおよび流体Bがライン388中で混合される時間期間、第14A図のシステムについて計算した混合容積を図示する。最初の混合フェーズの勘、流体Bの濃度が増加する。最終混合フェーズの間、流体Aの濃度が上昇している。合計した計算した混合容積は20.2mLに相当する。

流体の当初混合容積は、流体Bが最初に現れ他の時に開始し、そして流体Aがその当初の濃度の5%以下に下った時に終了して計算された。流体最終混合容積は同様に計算された。

第15A図に示した、流体AおよびBを収容する二つの容器56aおよび56bを用い、1.20mL/時で放出するようにしたシステム400の同様なテストにおいては、全く異なる結果が得られる。第15図において、コンピュータ制御閉塞器64

aおよび64bを使用して流体Aの流れを中断しそして流体Bの流れを切り替える時、ライン90中の流体の濃度%がライン90中の流体の分画番号に対してプロットされる。第15図のグラフから容易に明らかなように、ライン90中の流体Bの濃度は、システム380のライン388中の流体Bの濃度よりもシステム40において実質的により速く増加する。その結果、患者はシステム40によって慣用の先行技術システムよりも速く流体Bを受領し始める。

さらに第16図に図示するように、ライン90において流体液が減少しそして流体Bが増加する時、および反対に流体Bが減少しそして流体Aが増加する時の過渡期間において混合した流体AおよびBの容積は、1.1.9mLのオーダーであると計算された。後者の値はシステム380についての混合容積の先に述べた値の約半分である。このため混合した流体AおよびBの容積はシステム40では実質的に少ない。その結果、二つの液体間の相互作用の可能性が減少した。加えて、患者への流

体の放出に対してより良い新宿が達成された。

第17図は、コンピュータ制御閉塞器64に使用し得る別の閉塞器ヘッド400を示す。閉塞器ヘッド400は、一部ソレノイドコイル406によって占められている内部区域404を形成する円筒形ソレノイド本体402を含んでいる。延長部402aは本体部分402へ接続される。

ハウジング402内にソレノイド電磁子408が軸方向に可動に中央に配置される。電磁子408は、ソレノイドコイル406へ印加された電気エネルギーに応答して410の方向に可動である。ばね178に匹敵する圧縮ばねは、ソレノイドコイル406が駆動されない時電磁子408を方向410の反対に動かすために使用することができる。

電磁子408は、ディスク形ヘッド414で終わっている円筒形スペーシング部材412を支持する。ヘッド414は、ソレノイドコイル406が駆動される時チューブ部材74aを閉じるであろう。

閉塞器ヘッド400はまた、固定して配置したクラッピング部材420を含んでいる。部材420はチューブ部材74aに隣接してカーブした延長部422で終わっている。ソレノイド電極子408が方向410の反対に動く時、ディスク形クラシビング部材414はチューブ部材74aの区域424をカーブした部材422に対して押付け、チューブ部材74aをクラシブして閉じる。コイル406が駆動される時、電極子408およびディスク形部材414は410の方向に区域414から遠方へ動き、チューブ部材74aを通る流体の流れを許す。

ハウジング延長部402中のみぞ402bとそしてディスク形部材414の中のみぞ414aとの間に配置された環状シール430は、閉塞器ヘッドを入って来るこぼれた流体から、そして頭40の外表面を清掃する目的で使用される清掃液からシールする。環状シール430は、ヘルスケア環境において通常見られる流体および清掃液に抵抗性の任意の可換性材料でつくることができる。

ができる。そのような情報は部材98のバーコード読み取り部分によって頭40へ入れることができる。

多種類の他のセンサーを備の患者関連データを感知し、記録するためシステム40へ連絡することができる事が理解されるであろう。これらセンサーは、血液センサー、体温センサーその他を含むことができるが、それに限界はない。

また、システム40は各種の態様で作動できることが理解されるであろう。一作動モードにおいて、食塩水のような洗浄液をさもなければ配合禁忌の二つ流体を分離するために使用することができる。離された併存できない流体の量の間に洗浄流体の量が存在する必要性を課することは、ディスプレーモニター96を通じて実施することができる。

洗浄流体として液体を使用する代わりに、空気または酸素のような気体を洗浄に使用することができる。そのような場合には、二つの併存できない流体の離された量の間に配置された気体洗い波

以前の議論は、バーコードリーダーライトペン部材98のライトペン部分によってディスプレーワークを通じて情報を入力することを述べるが、そのような情報は、該部材のバーコード読み取り部分によって不規則な順序でラベルまたは文書から直接入力であることが理解されるであろう。例えば、対応するスクリーン上のどこに関連した情報を入れるべきかを特定するバーコードの形の指示を各フィールドに持っているバーコードを備えた受け入れ形または他の文書を符号化することが可能であろう。加えて、選定したバーコード文字により、バーコードリーダーを通じて種々の機能を、ライトペンによって呼出すのと類似の方法で呼出すことが可能であろう。

このため、部材98のバーコード読み取り部分により、バーコード形にあらかじめ印刷されたデータを間40へ便利にそして速かに入れることができる。加えて、溶液容器56上のラベルも、間連する溶液、薬剤、放出流量および容積を同定するバーコード形の符号化した情報を印刷すること

し盤は、換部90cにおいてカテーテルCへ連結する直前に患者放出チューブ部材90から除去される。さらに、併存できない流体の量を離すため気体の量を離すため気体が洗浄流体として使用される時、各流体量の長さを精密に測定し、そして非常に精密な容積および流量情報を提供するため、患者へ放出された量の数を蓄積することができる。

さらに代案として、ライン90中の流体の患者への放出を駆動するため、ポンプ84の代わりに空気圧を使用することができる。この具体例においては、駆動ガスがチューブ部材90中へ注入され、多分洗浄流体とともに膨脹し、そしてその中の流体を患者へ押出す。

なお他の代案として、システム40はポンプなしで重力流モードで使用することができる。これは患者へ低圧力流体注入を実現する。

光学装置およびチューブ部材90中へ注入されたガスの燃された量により、放出される流体の容積をより精密に制御するため、チューブ内径を正

確に決定することができる。0.065インチのオーダーの公称直徑を持つことができるチューブ部材9は定期的に取替えられる使い捨て部材であるため特に有利である。取替えチューブは直徑の公称値からいくらくか変動する実際の直徑を持つことがある。この自己校正特徴の使用により、そのような直徑変動が補償できる。

なお他の具体例において、液体の量と空気のような気体の量を区別することが可能である。この後出プロセスは、液体の透過または反射特性はガスのそれとは異なるという性質を利用して。このため、液体または気体の存在または不存在を区別することが可能である。それに関連して、そのような装置はライン90中の望ましくない空気を排除するための空気検出器として使用することができます。

上記から、本発明の新規な患者の直の精神および範囲を逸脱することなく多数の変更および修飾を実現し得ることが観察されるであろう。ここに

例証した特定の装置に関し限定を意図しないし、そのように推測しては成らないことを理解すべきである。勿論そのような修飾は特許請求の範囲に属するものとしてカバーされることが意図される。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1A図は、先行技術の人手で組立てた多数流体放出システムの概略図である。

第1B図は、第1A図の放出システムについての流体流対時間のグラフである。

第2図は、本発明に従った多数流体放出システムの斜視図である。

第3図は、第2図のシステムの全体のブロック図である。

第4図は、第2図のシステムに使用し得る使い捨てセットの概略図である。

第5A～5E図は、第2図のシステムの流体合流部材の代替形を図示する。

第5F図は、第5B図の平面5F～5Fに沿った部分断面図である。

第6図は、第2図のシステムの電子ブロック図

である。

第7図は、第2図のシステムの閉塞器電子インターフェースの詳しいブロック図である。

第8図は、電子的に作動される閉塞器の一部断面電子一観察図である。

第9A図は、第8図の閉塞器に使用するための電子的駆動回路の概略図である。

第9B図は、第9A～Cの駆動回路によって閉塞器に印加される電圧のグラフである。

第10A～10C図は、全体で第2図のシステムによって注入される薬剤もしくは溶液の複数の明細書を図示するフローチャートである。

第11A図は、患者へ三つの成分流体流を提供するために使用される第2のシステムの概略図である。

第11B図は、第2図のシステムについての流体流対時間グラフである。

第11C図は、本発明に従った流体マルチプレキシングを図示する流体流対時間を図示するグラフである。

第12図は、第2図のシステムによって放出されているいくつかの流体の空間的に離された量を示す出力チューブ部材の部分断面図である。

第13AおよびBは、全体で本発明に従ったマルチプレキシング方法のフローチャートである。

第14A図は、第1の流体の流れへ第2の流体を導入するための先行技術装置を図示する。

第14B図は、流体Bが流れ抜ける時第1A図のチューブ部材388中の流体AおよびBの濃度変化を示すグラフである。

第15A図は、コンピューター制御閉塞器を使用する流体混合システムを図示する。

第15B図は、第15A図のチューブ部材90中の流体AおよびBの濃度変化を示すグラフである。

第16図は、流体AおよびBがそれぞれチューブ部材388および90内で混合される時の期間、第14Aおよび15A図のシステムについての計算した混合容積を図示する。

第17図は、本発明に従ったコンピュータ制御

閉塞器に使用し得る別の閉塞ヘッドを図示する。

40は本発明の多數液体放出システム、56は液体容器、64は閉塞器、70, 72は合流部材、74, 76は導管部材、84, 86はゼンケンポンプ、90, 92は出力導管、102は制御システムである。

特許出願人 パクスター・インターナショナル、  
インコーポレイテッド

代理人 弁理士 赤岡迪

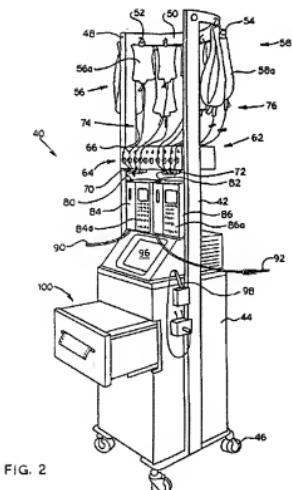


FIG. 2

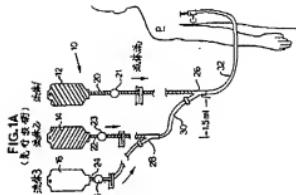
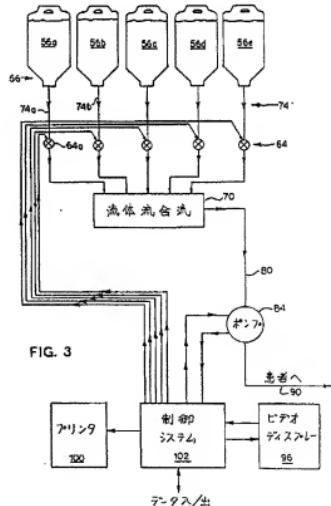
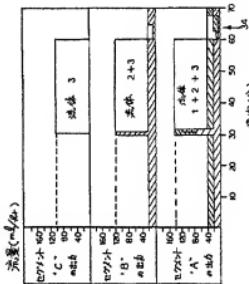


FIG. 1B



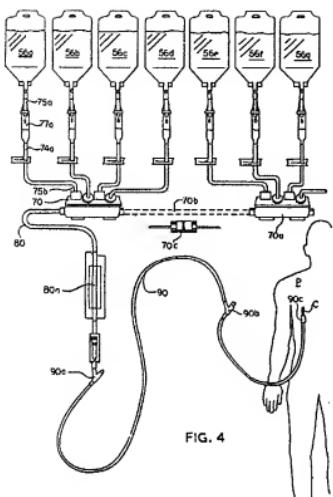


FIG. 4

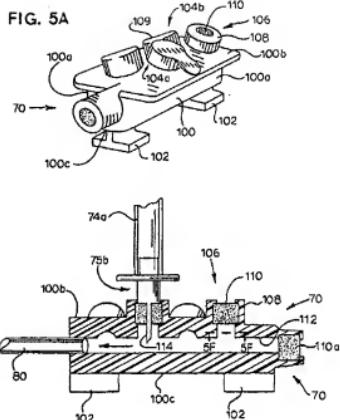


FIG. 5B

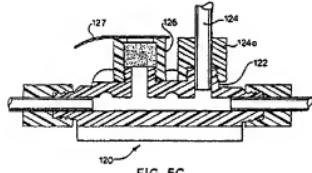


FIG. 5C

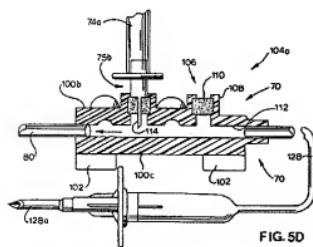
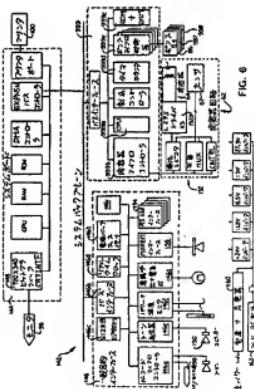


FIG. 5D



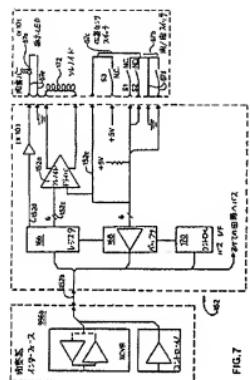


FIG. 7

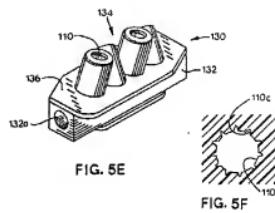


FIG. 5E

FIG. 5F

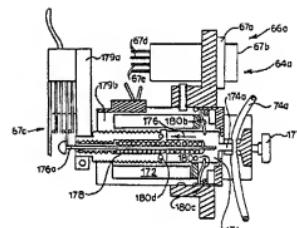


FIG. 8

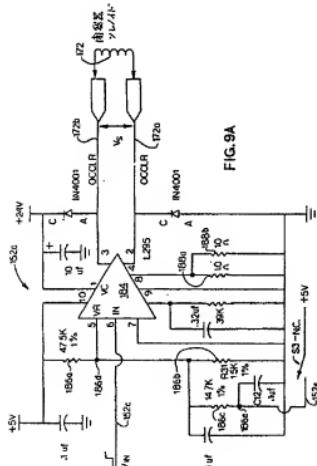


FIG. 9A

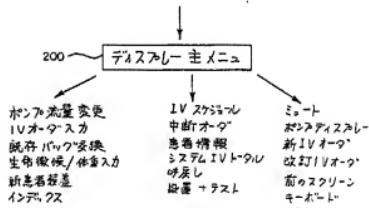


FIG. 10A

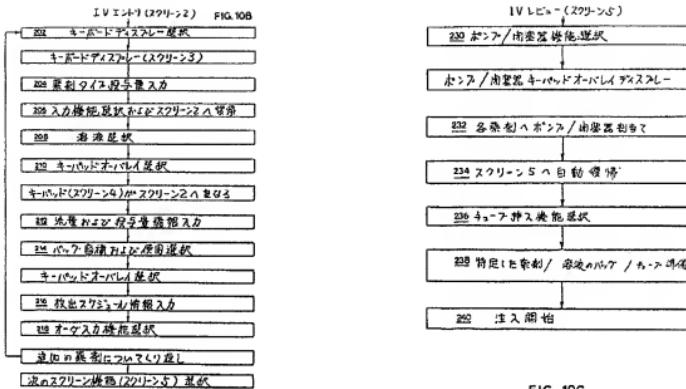


FIG. 10C

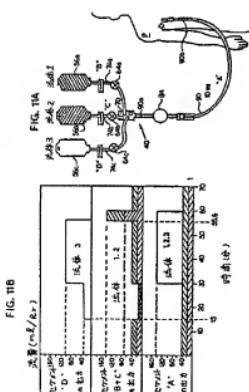


FIG. 16

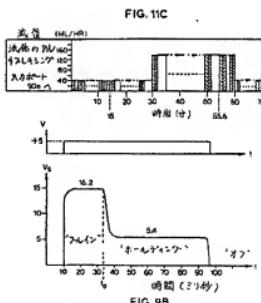


FIG. 9B

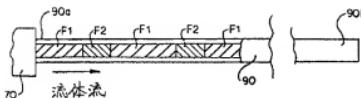


FIG. 12

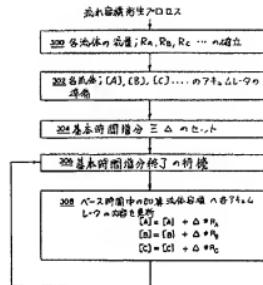


FIG. 13A

內蒙古哲學社會科學

220 フルトモード k-モード / キヤウムヒビ-

221 うさごとムレーラー(?) 運試

224 制御(?) / k-モード。ムレーラーがボタンで切り替わる

226 検査機会を終了

228 まつ毛を立てる

230 まつ毛を立てる

230 駆逐部分を運試

231 パンツが先走るからか? 0-0 412

232 それだけで済む問題を聞く

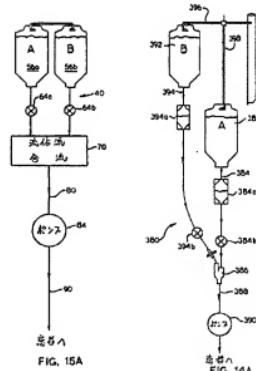
233 フルトモード駆逐機をウイリード回転

234 開幕式を聞かう

236 (1) かみ キハサイクルを聞く

240 それまでのところをまとめた 0-0 412

**FIG. 135**



-501-

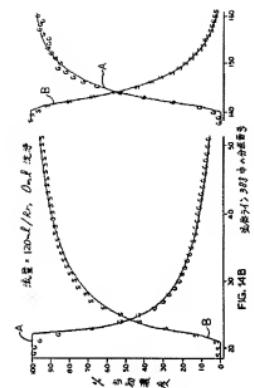


FIG. 16

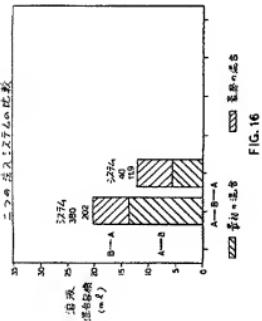


FIG. 16

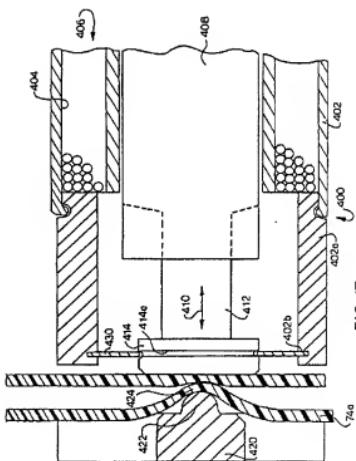


FIG. 17

第1頁の続き

⑫発明者	チャールス、アール、 スマス	アメリカ合衆国イリノイ州 60048、リバーテイビル、 アビーコート 1213
⑬発明者	キンポール、ジエイ、 ノウルトン	アメリカ合衆国イリノイ州 60046、リンデンハースト、 スブルースウッドレーン1906
⑭発明者	アルビン、ハントレー	アメリカ合衆国カリフォルニア州 94518、コンコード、 デトロイトアベニュー 965エイ